

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**



**SIMULACIÓN MATEMÁTICA POR ELEMENTOS FINITOS PARA EVALUAR EL
ESFUERZO Y MÓDULO DE DEFORMACIÓN EN ZONA POSTERIOR DE
HUESO MANDIBULAR PRODUCIDO POR UN MINI-IMPLANTE
AUTOPERFORANTE SIN NICHOS PREVIOS**

AUTORES

**NICOLÁS ÁLVAREZ
ELIANA GUARNIZO
CATALINA HERNÁNDEZ
CAMILA VELANDIA**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ D.C 2014**

**SIMULACIÓN MATEMÁTICA POR ELEMENTOS FINITOS PARA EVALUAR EL
ESFUERZO Y MÓDULO DE DEFORMACIÓN EN ZONA POSTERIOR DE
HUESO MANDIBULAR PRODUCIDO POR UN MINI-IMPLANTE
AUTOPERFORANTE SIN NICHOS PREVIOS**

AUTORES

NICOLÁS ÁLVAREZ
ELIANA GUARNIZO
CATALINA HERNÁNDEZ
CAMILA VELANDIA

Asesor Científico

DRA. LILIANA JARA LÓPEZ
Especialista en Ortodoncia

Asesor Metodológico

DRA. PIEDAD MALAVER
Od. Ms en Biología Énfasis Genética Humana

Asesor Tecnológico

BREIGNER CUESTA
ING. Mecánico

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ D.C, MAYO 16 DE 2014**

El trabajo de grado **“Simulación matemática por elementos finitos para evaluar el esfuerzo y módulo de deformación en zona posterior de hueso mandibular producido por un mini-implante autoperforante sin nicho previo”** elaborado por Nicolás Álvarez, Eliana Guarnizo, Catalina Hernández y Camila Velandia como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

Dra. Liliana Jara

Dra. Piedad Malaver Calderón

Dra. Carmenza Macías Gutiérrez

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“Simulación matemática por elementos finitos para evaluar el esfuerzo y módulo de deformación en zona posterior de hueso mandibular producido por un mini-implante autoperforante sin nicho previo”** Autores: Los Dres. Liliana Jara, Nicolás Álvarez, Eliana Guarnizo, Catalina Hernández, Camila Velandia. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

LILIANA JARA.
C.C 51.744.113

NICOLÁS ÁLVAREZ
C.C 79.684.343

CATALINA HERNÁNDEZ
C.C 1.020.735.789

ELIANA GUARNIZO
C.C 52.696.217

CAMILA VELANDIA
C.C 1.010.183.152

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: Liliana Jara, Nicolás Álvarez, Eliana Guarnizo, Catalina Hernández, Camila Velandia. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“Simulación matemática por elementos finitos para evaluar el esfuerzo y módulo de deformación en zona posterior de hueso mandibular producido por un mini-implante autoperforante sin nicho previo”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

LILIANA JARA.
C.C 51.744.113

NICOLÁS ÁLVAREZ
C.C 79.684.343

CATALINA HERNÁNDEZ
C.C 1.020.735.789

ELIANA GUARNIZO
C.C 52.696.217

CAMILA VELANDIA.
C.C 1.010.183.152

Bogotá, Noviembre de 2014

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“Simulación matemática por elementos finitos para evaluar el esfuerzo y módulo de deformación en zona posterior de hueso mandibular producido por un mini-implante autoperforante sin nicho previo”** presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Ortodoncista y ortopedista maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

LILIANA JARA.
C.C 51.744.113

NICOLÁS ÁLVAREZ
C.C 79.684.343

CATALINA HERNÁNDEZ
C.C 1.020.735.789

ELIANA GUARNIZO
C.C 52.696.217

CAMILA VELANDIA.
C.C 1.010.183.152

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “Simulación matemática por elementos finitos para evaluar el esfuerzo y módulo de deformación en zona posterior de hueso mandibular producido por un mini-implante autoperforante sin nicho previo”

AUTORES: Nicolás Álvarez, Eliana Guarnizo, Catalina Hernández, Camila Velandia.

ASESOR CIENTÍFICO: DRA. Liliana Jara López

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Elementos finitos, esfuerzo, deformación, mini-implante autoperforante, hueso mandíbular.

CONTENIDO

	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS	12
1.1 Planteamiento del problema.	12
1.2 Justificación	14
1.3 Propósito	16
1.4 Antecedentes	16
1.5. MARCO TEÓRICO	19
1.5.1 Maxilar inferior	19
1.5.2 Mini-implantes en mandíbula	21
1.5.3 Mini-implantes	23
1.5.4 Antecedentes mini-implantes ortodonicos	24
1.5.5 Mini-implantes en ortodoncia	29
1.5.6 Componentes básicos de los mini-implantes	31
1.5.7 Anclaje en mini-implantes	34
1.5.8 Antecedentes históricos del anclaje en ortodoncia	36
1.5.9 Métodos de colocación del mini-implante	39
1.5.10 Estabilidad primaria	51
1.5.11 Fracasos en los mini-implantes	52
1.5.12 Elementos finitos	55
1.5.13 Simulación de la mandíbula	58
1.5.14 Antecedentes de los elementos finitos	60
1.6 Objetivos	63

1.6.1 Objetivo general	63
1.6.2 Objetivos específicos	63
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	64
2.1 Tipo de estudio	64
2.2 Objeto de estudio	64
2.3 Unidad de observación	64
2.4 Población de estudio	66
2.5 Criterios de selección	66
2.6 Procedimiento	66
2.6.1 Geometría mandíbula y mini-implante	66
2.6.2 Materiales y propiedades	69
2.6.2.1 Hueso cortical y hueso esponjoso	69
2.6.2.2 Mini-implantes	71
2.6.2.3 Mallado y parámetros de simulación	73
2.6.2.4 Tipo de análisis	75
2.6.2.5 Mallado	76
2.6.2.6 Densidad	77
2.6.2.7 Torque	78
3. RESULTADOS.	79
4. DISCUSIÓN.	96
5. CONCLUSIONES.	98
6. RECOMENDACIONES.	99

1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICOS

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una de las grandes dificultades que surgen durante un tratamiento activo de ortodoncia es la falta de zonas adecuadas para conseguir un buen anclaje. En muchos tratamientos existe la necesidad de hacer movimientos de dientes sin generar reacciones indeseables en la zona que se pretende utilizar como anclaje, en otros no hay sitios adecuados de anclaje intraoral porque el paciente ha perdido los dientes en la zona en donde se necesitan utilizar, lo que produce una dificultad mecánica para hacer los movimientos necesarios y por lo tanto empeora el pronóstico de tratamiento (1).

Actualmente los mini-implantes ortodóncicos ofrecen una solución al problema de tratamiento que ha preocupado al ortodoncista y que corresponde al anclaje y aunque no se pueden considerar como la solución a todos los tipos de falta de anclaje, sí dan un apoyo a las posibilidades de tratamiento antes no conseguidas. Sin embargo para la colocación de estos elementos se requiere un conocimiento claro frente a las consideraciones anatómicas para la fijación, teniendo en cuenta las características anatómicas del sitio, las regiones apropiadas para la fijación de los dispositivos, la calidad del hueso, las estructuras anatómicas de riesgo, diseño y tamaño del tornillo y el diseño del sistema mecánico, el tipo de técnica utilizada y

otro tipo de variables que influirán en el éxito o fracaso del mini-implante como medio de anclaje para la ortodoncia (2).

En cuanto a los fallos en la colocación de un mini-implante, Miyawaki y colaboradores encontraron fallos relacionados a los factores como el diámetro del tornillo de 1mm o menos, inflamación del tejido peri-implante y hueso cortical delgado en pacientes con plano mandibular alto (3). Cheng y colaboradores en un estudio de 140 mini-implantes reportaron un éxito del 89% y atribuyeron como factores de riesgo para el fracaso los relacionados a baja calidad y cantidad de hueso en el lugar de implantación, características del tejido blando como ausencia de mucosa queratinizada, así como infección bacteriana en el tejido peri implante; concluyeron que la longitud del mini-implante es un factor importante en la estabilidad, encontrando un mayor éxito en los mini-implantes de 8mm de longitud (90.2%), que en los de 6mm de longitud (72.2%) (4). Park y colaboradores en su investigación concluyeron que tanto en maxila como en mandíbula, la colocación en la zona anterior tiene mayor éxito que en la zona posterior, debido a los efectos de las fuerzas masticatorias (5).

A pesar de la versatilidad que presentan los mini-implantes, se han reportado porcentajes de fracaso del 10% al 30% probablemente a la estabilidad que tiene el mini-implante inmediatamente después de su inserción. Los factores más importantes que tienen impacto en la estabilidad son el diseño del mini-implante, la calidad ósea, el ángulo de inserción y el sitio de ubicación (6).

Actualmente en las clínicas de ortodoncia de UNICOC, se ha evidenciado la fractura del mini-implante durante la inserción en el hueso mandibular, teniendo en cuenta esta problemática y de acuerdo a lo evidenciado en la literatura científica, surge la necesidad de conocer por medio de un estudio de elementos finitos **¿Cuál es el grado de esfuerzo y módulo de deformación producido en la zona posterior de la mandíbula durante la inserción de un mini-implante auto-perforante sin nicho previo?**

De esta manera se continuará con la línea de investigación de mini-implantes y se tendrá un concepto preciso de los factores que intervienen para el éxito y fracaso del mini-implante utilizado en las clínicas de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

1.2. JUSTIFICACIÓN

Los procedimientos de control de anclaje en ortodoncia por medio de los sistemas temporales de anclaje óseo (mini-implantes) se están implementando cada día más, pero aún no es una técnica utilizada a gran escala.

Los mini implantes hoy en día constituyen, un método de eficacia probada para corregir deficiencias dentarias. El mini-implante, que debe estar compuesto de un material biomédicamente aceptable se inserta mediante una rosca en el hueso de

la mandíbula por lo que es importante determinar los efectos de la transmisión de tensiones al resto de la mandíbula al ejercer diversas fuerzas sobre él y conocer de esta manera mediante una simulación básica los problemas de elasticidad tridimensional, en un dominio que comprende el mini-implante y la porción de hueso de la mandíbula en el entorno del mismo.

Hasta el momento, la literatura disponible ofrece una descripción de posibilidades clínicas, evidenciando poca documentación de los parámetros que fundamentan su utilización tanto en el aspecto biológico, como mecánico y tecnológico. Por lo tanto será necesario hacer estudios que permitan aclarar con base en la evidencia, las dudas que surgen durante la utilización de los mini-implantes, entre las que se podría aclarar ¿Cuál es el grado de esfuerzo y módulo de deformación producido en la zona posterior de la mandíbula tras la inserción de un mini-implante autoperforante sin nicho previo?

Teniendo en cuenta que el estudio plantea la evaluación por elementos finitos en los dos maxilares, se pretende realizar la investigación entre 2 grupos de investigación, conformados cada uno por 3 residentes, de esta manera uno de los grupos investigará el grado de esfuerzo y el módulo de deformación producido en maxilar y el siguiente grupo investigará el grado de esfuerzo y módulo de deformación producido en mandíbula.

La investigación será de gran utilidad, ya que brindará información sobre el desempeño de los mini-implantes en el hueso mandibular y permitirá definir parámetros claros para la utilización, manipulación y prevención de eventos adversos durante el tratamiento ortodóncico.

1.3. PROPÓSITO

Según los resultados que se obtengan en esta investigación, se tendrá un mayor conocimiento del grado de esfuerzo y módulo de deformación producido en la zona posterior del hueso mandibular al insertar un mini-implante autoperforante sin nicho previo. Esta información será importante para definir parámetros en la utilización, manipulación, inserción, prevención de eventos adversos durante el tratamiento ortodóncico y lograr la disminución de los fracasos en la inserción de los mini-implantes en las clínicas de UNICOC.

1.4. ANTECEDENTES

La utilización de mini-implantes en la Institución Universitaria Colegios de Colombia se ha incrementado en los últimos años teniendo en cuenta las características morfológicas y tecnológicas de los mini-implantes indispensables para la estabilidad mecánica durante el tiempo del tratamiento. Sin embargo estas

características no han sido suficientes para lograr la retención de los mini-implantes durante su utilización.

En el 2005 Jara y Colaboradores realizaron el estudio de investigación acerca de la efectividad del uso de mini-implantes en maxilares humanos indicados como anclaje y con carga inmediata para movimientos intrusivos en ortodoncia, demostrando que estos elementos tienen gran efectividad como anclaje y que el tiempo que se requiere para lograr la intrusión depende de factores como la colaboración del paciente, frecuencia de activación, posibilidad de cuantificar las fuerzas aplicadas y de los movimientos independientes de dientes adyacentes, asimismo demostraron que la carga inmediata fue eficiente para la investigación y los mini-implantes no mostraron signos de oseointegración (7).

En cuanto a los fallos en la colocación de un mini-implante, Miyawaki y colaboradores encontraron fallos relacionados a los factores como el diámetro del tornillo de 1mm o menos, inflamación del tejido peri-implante y hueso cortical delgado en pacientes con plano mandibular alto (3).

Cheng y Colaboradores en un estudio de 140 mini-implantes reportaron un éxito del 89% y atribuyeron como factores de riesgo para el fracaso los relacionados a baja calidad y cantidad de hueso en el lugar de implantación, características del tejido blando como ausencia de mucosa queratinizada, así como infección bacteriana en el tejido peri implante (4).

Park y colaboradores en su investigación concluyeron que tanto en maxila como en mandíbula, la colocación en la zona anterior tiene mayor éxito que en la zona posterior, debido a los efectos de las fuerzas masticatorias (5).

Cheng y colaboradores concluyeron que la longitud del mini-implante es un factor importante en la estabilidad, encontrando un mayor éxito en los mini-implantes de 8mm de longitud (90.2%), que en los de 6mm de longitud (72.2%) (4).

En el 2010 el estudio de Jara y Colaboradores realizaron la comparación entre dos tipos de mini-implantes en maxilar inferior por medio de análisis de elementos finitos reportando que el diseño de modelo de utilidad empleado en la investigación produce un mejor comportamiento biomecánico debido a que el menor número de roscas del mini-implante sumado a la forma del mismo, es un factor determinante en la retención, teniendo en cuenta que estas propiedades aumentan el área de superficie de contacto (8).

En el 2012 Jara y colaboradores realizaron la comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodóncicos hallando que en los dos diseños se observó retención mecánica desde el inicio de la prueba hasta el final de la misma, demostrando el alto nivel de fuerza que resiste la ligadura metálica como sistema de tracción y concluyendo que si se obtiene una estabilidad primaria a través de la retención mecánica en hueso del mini-implante, se podrían aplicar fuerzas por encima de 400 gramos, superando las necesitadas en ortodoncia y ortopedia maxilar (9)

1.5 MARCO TEÓRICO

1.5.1 MAXILAR INFERIOR

La mandíbula es el hueso más grande, más fuerte y más inferior de la cara. Tiene un cuerpo horizontalmente curvado y convexo hacia delante y dos ramas anchas que ascienden posteriormente. El cuerpo mandibular sujeta los dientes inferiores dentro del hueso alveolar. Las ramas sujetan las apófisis coronoides y condilares y el cóndilo está unido a los huesos temporales por las articulaciones temporo-mandibulares (10).

En la zona de la sínfisis mandibular, desde la línea media hasta el incisivo, el espesor de la cortical vestibular gradualmente aumenta desde el ápice radicular hacia el borde inferior de la mandíbula. La cortical vestibular tiene un espesor más fino en el nivel más alto con un promedio de 1,43 mm y el nivel más bajo tiene un espesor más grueso con un promedio de 2,36 mm. En las secciones caninas el espesor de la cortical vestibular es uniforme desde el nivel más alto hasta el tercio medio con un espesor promedio de 1,54 mm, pero el espesor va aumentando desde este nivel hasta el borde inferior de la mandíbula. (10)

Respecto al espesor del hueso trabecular, la parte más superior es la más estrecha y el hueso se hace más ancho hacia abajo a partir de la zona del ápice radicular. El mayor espesor se observa en la parte media. En las secciones desde

la línea media de la mandíbula, hasta la región interdental entre el incisivo lateral y el canino, el espesor se incrementa desde el punto más alto hacia abajo con un máximo espesor en el tercio medio. En la zona canina y la zona interdental entre el canino y el primer premolar, el espesor se incrementa desde el punto más alto hacia abajo con el espesor máximo en el tercio inferior (10).

El espesor medio de la cortical mandibular, es más delgado en la zona de la sínfisis y más gruesa en la zona molar mandibular, mientras que la cortical lingual mandibular es delgada en las zonas del segundo y del tercer molar (10).

La densidad del hueso se clasifica en 4 grupos, D1, D2, D3, D4, basados en unidades Hounsfield Unit (HU). D1 (mayor de 1250 HU) Hueso cortical denso encontrado en la zona anterior de la mandíbula y en el área media del paladar. D2 (de 850 a 1200 HU) hueso cortical de aproximadamente 1 mm con trabeculado fino, encontrado principalmente en la zona posterior de la mandíbula. D3 (entre 350 y 850 HU) es un hueso cortical de aproximadamente 1 mm con trabeculado fino, encontrado principalmente en la zona posterior de la mandíbula y D4 (entre 150 a 350 HU) es un hueso trabeculado fino encontrado en la región de la tuberosidad y zona posterior del maxilar (10).

En tal sentido D1 Y D3 son óptimos para mini implantes y D4 es el hueso que menos se recomienda para la ubicación de mini implantes por las altas tasas de falla (10).

1.5.2 MINI IMPLANTE EN MANDÍBULA

En general tanto la calidad como la cantidad de hueso mandibular son aptas para la inserción de los mini implantes (hueso tipo D1 y D2) según la clasificación de Misch. Las regiones anatómicas más utilizadas son el hueso alveolar, el área retromolar y la sínfisis mentoniana. Una consideración anatómica importante para tener en cuenta en la mandíbula es el conducto dentario inferior, el cual alberga al nervio y a la arteria del mismo nombre. Se debe hacer una valoración preoperatoria y tener en cuenta su localización para evitar una lesión provocada por el minitornillo (1).

El hueso alveolar interradicular, es el área de mayor interés tanto maxilar como mandibular, para la ubicación de los aditamentos temporales de anclaje en el diseño de sistemas mecánicos. Este es el campo de acción en donde el ortodoncista puede ejercer su mejor desempeño, debido a la amplia maniobrabilidad que implica el estar más cerca de los dientes y de los aparatos de ortodoncia. Además fisiológicamente el complejo dentoalveolar es el área donde se generan las mayores respuestas en cuanto a la dinámica ósea (1).

Una de las características principales de los minitornillos es su pequeño diámetro lo que ha sido ampliamente aprovechado para su posicionamiento en zonas interradiculares, pero es importante, siempre hacer una evaluación minuciosa del área de inserción y establecer una planeación de manera individual para cada

paciente, teniendo en cuenta la anatomía, las diferencias en la amplitud de las crestas para la inserción en el maxilar y la mandíbula, las diferencias óseas entre lingual, bucal y palatino y las posibles variaciones individuales de cada paciente y en cada espacio interdental (1).

En la mandíbula existen espacios interradiculares más seguros que otros para la fijación de los minitorneillos. Es importante no sólo valorar la dimensión mesodistal entre las raíces, sino también la profundidad bucolingual, antes de seleccionar el lugar anatómico y el diámetro y la longitud del minitorneillo (1).

En la mandíbula los sitios más seguros están entre el primer y segundo molar y entre el primer y segundo premolar. La forma de la raíz mesial del primer molar inferior ofrece una ventaja anatómica y un espacio adecuado para una fijación segura (1).

En condiciones anatómicas normales en paciente con integridad dental, los minitorneillos que van a ser insertados en el hueso alveolar interradicular no deben ser de un diámetro mayor a 1,5 mm para evitar el riesgo de daño a una raíz o al ligamento periodontal. Si llega a invadir el ligamento o tocar una raíz es muy probable que el paciente sienta dolor y se tenga que cambiar el lugar o sentido de la inserción (1).

Ting-Shen Lin (2013) refiere que los esfuerzos se concentran alrededor de la región de inserción del mini-implante. Los esfuerzos en el hueso esponjoso se distribuyen alrededor del mini-implante y son extremadamente pequeños en comparación con los evidenciados en hueso cortical (11)

El valor medio de resistencia a la rotura en flexión es de 120,4 N (alrededor de 12 kg) para un minitornillo de 1,5 de diámetro, mientras que el valor medio de resistencia a la flexión es de 63,7 N (alrededor de 6kg) (1)

1.5.3 MINI IMPLANTES

Un mini implante es un aditamento simple y pequeño que provee ventajas mecánicas y previene que se ejerzan fuerzas ortodóncicas no deseadas. Se utilizan ampliamente para lograr anclaje esquelético para los movimientos dentales en ortodoncia y en traumatología maxilofacial y cirugía ortognática se utilizan para asegurar una estabilidad en la oclusión y facilitar el reposicionamiento. Pertenecen a la categoría de dispositivos de anclaje temporal (TAD) y esta expresión se refiere a cualquier tipo de implante, o tornillo, que se inserta para proporcionar anclaje esquelético, retirándose tras la finalización del tratamiento. Los mini implantes se hacen generalmente de un compuesto bio-inerte titanio (Ti6Al4V), tienen un diámetro de rosca de 1.2 - 2.3 mm, y tienen entre 4 y 15 mm de largo. (12)

La popularidad de los mini implantes reside en su manipulación simple, mínimamente invasivo, facilidad de inserción y eliminación, así como un alto nivel de comodidad para el paciente y costos de tratamiento relativamente bajos. La elección de diferentes mini implantes para el anclaje esquelético ha crecido rápidamente en los últimos años, actualmente se ofrece una amplia gama de mini tornillos de diferentes diseños y dimensiones. Los mini implantes difieren en sus características básicas, es decir autoperforante vs autorroscante; la literatura actual tiende a centrarse en sus aplicaciones clínicas y su biocompatibilidad. Para que un dispositivo de anclaje temporal logre su máxima eficiencia debe ser antes que nada, de óptima calidad. Asimismo debe ser de implantación endósea, contar con un área de contacto abierta, tener forma cilíndrica, ser biocompatible (de preferencia de titanio V), totalmente estéril, autoperfoable (evita la necesidad de realizar un colgajo quirúrgico) y autoroscable (evita la necesidad de realizar una perforación en el hueso antes de la colocación del implante, reduciendo el riesgo de calentamiento sobre el hueso, posibles infecciones y necrosis) (12).

1.5.4 ANTECEDENTES DE MINI IMPLANTES ORTODÓNCICOS

El concepto de control de anclaje es uno de los aspectos fundamentales para el tratamiento de ortodoncia y ha sido por muchos años un factor de limitada eficacia. Las mecanoterapias convencionales (arco extraoral, botón de nance, arco lingual, elásticos intermaxilares) como medios para reforzar el anclaje, muchas veces no alcanzan su objetivo, aún con la cooperación del paciente (2)

La necesidad de un anclaje absoluto, resulta cuando se desean movimientos de un grupo de diente, apoyándose sobre un punto idealmente fijo. Cada activación de fuerzas producen fuerzas reactivas en sentido opuesto al que provocan, de acuerdo con la tercera Ley de Newton, movimientos dentales en sentido contrario. Si el punto de apoyo es un diente o grupo de dientes, el resultado final será la pérdida inevitable de anclaje. Sin embargo, si el punto de apoyo es un aditamento fijo al hueso como un implante o mini tornillo, entonces se obtendrá el anclaje deseado (2).

Hace más de 60 años que científicos han manejado la posibilidad de la utilización de implantes como anclaje absoluto; Gainsforh y Higley (1945), fueron los primeros en colocar tornillos de viatallium sobre el hueso basal de la rama ascendente de perros para lograr distalización de caninos; el movimiento dental fue exitoso pero la fuerza efectiva no pudo mantenerse ya que los implantes fracasaron a los 31 días por infección (2).

No se publicaron nuevos estudios científicos hasta que en 1969 Linkow, utilizó implantes mandibulares en forma de hoja para la aplicación de elásticos de clase II y retracción de incisivos superiores. En 1970 Branemark, introduce el concepto de oseointegración de implantes sobre hueso, muchos ortodoncistas empezaron a mostrar interés en la utilización de implantes óseo integrados como anclaje en ortodoncia (2).

Roberts y colaboradores (1984), investigaron la adaptación ósea de implantes endóseos a cargas continuas en conejos, encontrando que eran necesarios 4 a 5 meses de cicatrización para obtener una total óseo integración, rigidez y estabilidad de los implantes en humanos. Shapiro y Kokich (1988), describieron la posibilidad de utilizar implantes óseo integrados como anclaje, antes de su utilización como base protésica. Enfatizaron que es importante la correcta localización del implante, así como la selección del caso, el diagnóstico y plan de tratamiento (2).

Roberts y colegas (1994) reportaron la utilización clínica de implantes óseo integrados en la zona retromolar como aditamentos para cerrar espacios posteriores a la zona de extracción de primeros molares mandibulares, logrando con ellos efectos de distalización dental. Melser y colaboradores (1998) introdujeron la utilización de ligaduras zigomáticas como anclaje para la utilización de resortes que con la ayuda de la aparatología fija, lograron movimientos de intrusión y retracción de incisivos anteriores superiores en pacientes parcialmente edéntulos (2).

Block y Hoffman (1995) introdujeron el “onplant” como anclaje ortodóncico, estructurado como un doble disco delgado con aleación de titanio texturizado y recubierto de hidroxiapatita por el lado que entra en contacto con el hueso, un aditamento interno por el otro para colocar la cabeza del implante. Estos “onplants” fueron localizados sobre el paladar de perros y chimpancés, logrando

tolerar hasta 14 onzas de fuerzas continuas. La superficie de óseo integración demostró soportar hasta 160 libras de fuerza pura, logrando por consiguiente un anclaje ideal para el movimiento dentario sin movimientos recíprocos (2).

En el 2002 los “onplants” fueron utilizados en humanos por Janssen y colegas para extruir molares. Los implantes óseo integrados convencionales que se habían utilizado como anclaje para ortodoncia a pesar de ser un éxito estaban lejos de ser ideales para los propósitos ortodóncicos debido a: la necesidad de múltiples procedimientos quirúrgicos largos, invasivos, caros e incómodos; tiempos de espera de 4 a 6 meses para lograr la oseintegración y posterior utilización; diámetros amplios en los implantes que presentaban inadecuada cantidad de hueso para la colocación; limitaciones anatómicas como tejidos blandos, senos maxilares, nervios; necesidad de colocación en zonas edentulas, retromolares, sutura palatina o zona pterigoidea y dificultades con la higiene oral (2).

A partir de esto, se realizaron esfuerzos tanto en Europa como en Asia para la utilización de mini implantes hechos de titanio como anclaje. Muchos estudios hechos en animales y en humanos fueron realizados para justificar su uso (6).

Creekmore y Eklund (1983) trataron de determinar si los mini tornillos de vitallium podían tolerar fuerzas continuas durante tiempos prolongados, para lograr intruir la dentición anterior maxilar sin aflojarse, infectarse o volverse doloroso. El implante se colocó por debajo de la espina nasal anterior. Fue activado 10 días posteriores

a la colocación del tornillo con la utilización de hilo elástico a la aparatología fija en los incisivos maxilares anteriores. Se logró una intrusión de 6 mm sin que se moviera o aflojara el implante (2).

Kanomi (1977) logró similares resultados, utilizando mini implantes de 1,2 mm; encontrando que no hubo resorción radicular ni patología periodontal. Costa y colaboradores (1998), utilizaron mini tornillos de titanio de 2 mm, como anclaje ortodóncico. Los tornillos fueron insertados de manera manual con un destornillador directamente a través de la mucosa sin necesidad de abrir un colgajo y fueron cargados inmediatamente. De los 16 mini implantes colocados, 2 se aflojaron y se cayeron durante el tratamiento. Sugirieron además que los mini tornillos podían ser colocados en la superficie inferior de la espina nasal anterior, sutura media palatina, cresta infracigomática área retromolar y en las regiones entre premolares y molares (2).

Sugawara, y Colaboradores (1999), utilizaron de manera exitosa, microplacas quirúrgicas con mini implantes en forma de "L" sobre el vestíbulo óseo con el objetivo de intruir molares maxilares con la utilización de un hilo elástico. Se ha cuestionado la posibilidad de que los mini implantes no sean medio de anclaje absoluto al aplicárseles fuerzas ortodóncicas. En el estudio de Miyawaki y colaboradores, encontraron fallos relacionados con el diámetro del tornillo de 1 mm o menos, inflamación del tejido peri implante, hueso cortical delgado en pacientes con un plano mandibular alto (2).

Chen y colaboradores, en un estudio de 140 mini implantes reportaron un éxito del 89%; los factores de riesgo fueron identificados como: baja calidad y cantidad de hueso en el lugar de implantación, características del tejido blando como ausencia de mucosa queratinizada así como infección bacteriana en el tejido peri-implante. Chen y colaboradores concluyeron que la longitud del mini implante es un factor importante en la estabilidad, encontrando un mayor éxito en los mini implantes de 8 mm de longitud (90,2%) que en los de 6 mm de longitud (72,2%) (4).

Wiechmann y colaboradores encontraron una disminución significativa en el éxito de los mini implantes colocados en la zona lingual de la mandíbula en comparación con otros sitios(2). Motoyoshi y colaboradores, sugieren que el adecuado torque durante la colocación es uno de los factores importantes para el éxito del mini implante (13).

1.5.5 MINI IMPLANTES EN ORTODONCIA

Durante más de 20 años los implantes oseointegrados han sido una parte importante en la terapéutica periodontal. Desde ese entonces la periodoncia ha trabajado estrechamente con la implantología y la ortodoncia para hacer uso de implantes como anclaje, para facilitar el movimiento de los dientes antes o durante la rehabilitación oral en pacientes jóvenes y adultos. (14)

Los dispositivos de anclaje temporal (DAT) son pequeños implantes que reciben diferentes nombres para identificar los sistemas de anclaje ortodóncico incluyendo minitornillos, implantes tipo tornillo o microimplantes. También se sugiere el término de implante mini tornillo al definirlo como un implante de diámetro menor a 2,5 mm (1,2 a 2 mm) y diversas longitudes (6 a 12 mm), para una implantación cortical o bicortical. La mayoría de los sistemas son fabricados en forma de tornillos de titanio con propiedades de auto roscado y auto perforación. Por lo que el procedimiento para insertar los DATs, aparte de ser más simple, crea menos fricción al hueso receptor. Su cabeza transmucosa está diseñada para retener los alambres de ortodoncia. (14)

Dentro de las principales características para un sistema ideal de un DAT, se encuentran ser biocompatibles y resistentes a las fracturas, fácil de colocar y no tener necesidad de pre-perforación, bajo costo en comparación con otras intervenciones, inmóvil desde su colocación, que pueden recibir carga inmediata, fácil de limpiar y con bajo riesgo de infección; proporcionar sistemas de equivalencia clínica, fácil de retirar, presentan resultados superiores en comparación con los métodos de anclaje y tener un respaldo científico (14).

Respecto a los usos potenciales en ortodoncia, los mini implantes se utilizarán como anclaje para evitar el movimiento dental no deseado durante correcciones ortopédicas convencionales, eliminarán la compensación de la erupción dental que se produce como resultado del crecimiento vertical, se utilizarán en el cierre

de espacios en casos de dientes perdidos, para la retracción maxilar, en el enderezamiento molar, para la corrección asimétrica de la relación dental clase II o III, en la corrección de un plano inclinado oclusal y en la intrusión y extrusión de dientes (14).

1.5.6 COMPONENTES BÁSICOS DE LOS MINI IMPLANTES

Los componentes de los mini implantes juegan un papel fundamental en el funcionamiento del mismo está compuesto por cabeza, ojal, tope de suspensión de tejido, collar trans-mucoso, cuerpo o tallo (15).

Cabeza: La cabeza de un mini implante además de servir para transportar y tomar el mini implante, también sirve para aplicar torque o fuerza al cuerpo del tornillo y como punto de aplicación de fuerza para anclaje. Varios tipos de cabezas son utilizadas para los tornillos, las ortodóncicas deben ser del tipo macho hembra para poder utilizar el destornillador. Esto otorga una mejor articulación y un mejor control durante la inserción. La cabeza ideal de un mini implante deberá ser pequeña, de superficie lisa y redondeada para evitar molestias al paciente (15).

Su forma, deberá permitir la colocación de aditamentos como: resorte, elásticos y alambres, sin la necesidad de colocar ligaduras metálicas para amarrar los aditamentos al implante, ya que irrita la mucosa del paciente, provocando la

inflamación y por los mismo ocasionar infección que provoque el fracaso del mini-implante (15).

La geometría de la cabeza del mini implante y el ojal de fijación deberán ser concordantes para lograr mejor asentamiento y una extracción simple. Deberá contar con un buen ajuste al destornillador para crear cierta fricción entre ellos y que no se desprenda el mini implante al ser trasladado de su empaque a la boca. Deberá contar con un diseño adecuado para que sea fácil y rápida conexión con el cuerpo del mini implante (15).

Ojal: Es un espacio de forma ovalada que se encuentra por debajo de la cabeza del mini implante. El mini-implante deberá contar con un orificio o ranura para poder meter un alambre y utilizarlo en casos de anclaje indirecto. Deberá tener un tamaño aproximado de 0,28" x 0,20" para tener un adecuado y fácil acceso en casos donde se necesite introducir un alambre o una ligadura. La ranura u orificio deberá ser de forma rectangular para que al introducir un alambre no rote dentro y se obtenga un mayor control (15).

Tope de suspensión de tejido: El tope de suspensión es necesario para evitar que el tejido crezca sobre el implante, manteniendo las conexiones fuera de los tejidos y así evitar irritaciones. Es un indicador visual que determina cuando el mini implante se encuentra inmerso en la profundidad adecuada. Ayuda a que no se

generen fuerzas o torques innecesarios sobre el implante en el momento de atornillado al hueso (15).

Collar transmucoso: Proporciona una transición higiénica y adaptada al tejido desde la rosca a la cabeza del mini implante. Deberá tener una superficie lisa y pulida para minimizar la posibilidad de infección y retención de placa bacteriana. El collar varía en su longitud, de acuerdo a si se colocan en el paladar o en el área retro molar, tendrán un collar trans-mucoso más largo, que los que se colocan en el vestíbulo bucal (15).

Cuerpo o tallo: El cuerpo el cual forma el soporte fundamental del tornillo, se encuentra unido a la cabeza y está envuelto en una rosca helicoidal. Este cuerpo o tallo determina la fuerza de torsión del tornillo, es decir cuanto más grande sea el diámetro del cuerpo, más baja será la incidencia de fracaso durante la inserción. El cuerpo del mini implante deberá asemejarse al de un tornillo de rosca helicoidal, cuyas hojas reforzadas y asimétricas facilitan la inserción y ejercen resistencia a la extracción del tornillo o mini implante (15).

Los tornillo de auto enroscado y auto perforación requieren de una presión leve a moderada para lograr la perforación y el enroscado del tornillo. Asimismo minimizan la necesidad de punzar el tejido. La guía del tornillo se refiere a la distancia que el tornillo avanzará con cada vuelta rotacional de colocación. La estructura transversal de cada hoja de corte de la rosca es importante, ya que

están directamente relacionadas al método de inserción y a la distribución del estrés (15).

1.5.7 ANCLAJE EN MINI-IMPLANTES

Podemos definir el término anclaje como aquel elemento anatómico, que soporta las fuerzas desarrolladas durante el tratamiento ortodóncico. Así, distintas estructuras como dientes, paladar, cabeza o cuello e inclusive implantes opondrán resistencia a las fuerzas de reacción generadas, tal cual lo explica la tercera ley de Newton; la misma establece que la interacción de dos cuerpos es siempre igual y en dirección opuesta, por lo tanto, frente a cada acción, existe una reacción (16).

Existen dos lugares diferentes donde la mecánica empleada va a producir fuerzas, uno es la zona de trabajo, que es el sitio donde se efectúan los movimientos dentarios que se quieren conseguir, y el otro es la zona de anclaje, que es el punto de apoyo de la fuerza (16).

Los implantes osteointegrados se consideran fuentes de anclaje para ortodoncia. Sin embargo, el gran tamaño de estos implantes limita su uso. Para superar este problema, los mini-implantes fueron desarrollados. Sus ventajas, además del tamaño, incluir mínimas limitaciones anatómicas, cirugía menor, una mayor la comodidad del paciente, la carga inmediata y una menor costos. Debido a que estos dispositivos se utilizan para períodos de tiempo específicos, en su mayoría

se basan en la retención mecánica, y no siempre oseointegración, otros términos tales como mini tornillos, microtornillos y dispositivo de anclaje temporal han sido utilizados (17).

Modelos esqueléticos de anclaje, tales como implantes convencional y miniplacas, se han utilizado para proporcionar un anclaje estacionario sin necesidad de la cooperación del paciente y con alto éxito. Sin embargo, debido a que estos dispositivos requieren cirugía compleja e involucran altos costos, su uso es limitado (18).

Los Mini tornillos son dispositivos temporales de anclaje esquelético que tienen varias ventajas: no hay necesidad de la cooperación del paciente, la reducción del tiempo de tratamiento, capacidad para soportar una amplia gama de cargas de ortodoncia para máximo anclaje, facilidad de colocación y retirada, bajo costo, y la posibilidad de inmediata activación (18).

Otra definición del anclaje puede ser la resistencia al movimiento indeseado, es uno de los factores fundamentales para la consecución de un tratamiento ortodóncico exitoso, ya que el diseño de un plan de tratamiento y la factibilidad de lograr unos objetivos satisfactorios dependen de las posibilidades de obtener un buen anclaje. Como medios para conseguir el anclaje se han utilizado los dientes, las estructuras óseas (el hueso parietal, el hueso occipital), los músculos, aparatos intraorales (arco lingual, barra transpalatina) y extraorales (tracción extraoral), que

minimizan los movimientos de ciertos dientes mientras se obtiene el movimiento deseado de otro diente o grupo de dientes (19).

Sin embargo, se ha observado que estos sistemas o aparatos mecánicos utilizados tienen limitaciones para controlar completamente todos los aspectos de anclaje de las unidades de reacción y conducen frecuentemente a una corrección incompleta de los problemas intraarco e interarco (19).

Mini-implantes, además de ser más prácticos para los ortodoncistas por la simplicidad de su diseño, la facilidad de su utilización y la rapidez con la que permiten realizar el movimiento deseado, producen una disminución del tiempo clínico en la terapia ortodóncica, aumentan la relación costo-beneficio y disminuyen la incomodidad del paciente (19).

1.5.8 ANTECEDENTES HISTÓRICOS DEL ANCLAJE EN ORTODONCIA

El anclaje ortodóncico aparece definido en la literatura en 1923 por Louis Ottofy como “la base contra la cual la fuerza ortodóncica o la reacción de la fuerza ortodóncica es aplicada”. Daskalogiannakis lo definió como “la resistencia al movimiento dental indeseado” (ambos autores citados por Jason Cope). También se ha definido como la cantidad de movimiento permitido de la unidad de reacción (19).

En 1969, con el advenimiento de la oseointegración, se imaginó la posibilidad de usar materiales biocompatibles para reemplazar dientes perdidos. Posteriormente se usaron los implantes oseointegrados ad modum Branemark (implantes cuya finalidad principal es el reemplazo de estructuras dentarias ausentes) como mecanismos de anclaje ortodóncico (19).

Para contrarrestar estos inconvenientes de los implantes oseointegrados se han introducido varios tipos de mini-implantes que no requieren oseointegración y que han mostrado ser más versátiles (19).

Desde este momento la evolución de los aparatos de anclaje absoluto ha estado basada en el cambio del anclaje ortodóncico tradicional y en el desarrollo y mejora de los implantes dentales y de los métodos de fijación ortognática, aspectos que se han modificado de acuerdo con principios biomecánicos y biológicos de la oseointegración (19).

Los aparatos de anclaje temporal absoluto se pueden clasificar en biocompatibles o de naturaleza biológica. Ambos pueden ser subclasificados de acuerdo con la manera a través de la cual ellos se unen al hueso, como bioquímicos o biológicos y mecánicos, y de acuerdo con su ubicación, en endoóseos y transóseos (19).

En 1983, Creekmore y Eklund fueron los primeros ortodoncistas que sugieren que un pequeño tornillo de metal podría soportar una fuerza constante de magnitud

suficiente y la duración de reposicionar el segmento dental anterior del maxilar sin aflojarse, sin dolor, infección, u otra patología (20).

Creekmore, ha encontrado que los tornillos pequeños, como los que se utilizan para fijación rígida en cirugía maxilofacial, funcionan bien para el anclaje en ortodoncia. El tamaño de los tornillos se ha reducido aún más en los últimos años (20).

Al final de la década del 80, un grupo de clínicos se enfocó en el uso de implantes dentales standard como un anclaje temporario para el movimiento dentario y luego Como método para reposición de piezas dentarias. La mayor ventaja de estos Implantes es que hace posible movimientos dentarios múltiples sin pérdida de anclaje (20).

Es importante mencionar que el anclaje es uno de los aspectos más importantes del tratamiento ortodóncico, el cual es definido como la resistencia a los movimientos no deseados. Mediante los implantes se logra un buen anclaje, por lo que una vez integrado el implante, éste no se mueve como los dientes naturales cuando se les aplica una fuerza (21).

Carano (2005) define el anclaje absoluto en el tratamiento ortodóncico, como la resistencia de los dientes posteriores hacia el movimiento (22).

En Ortodoncia el anclaje se define como resistencia al movimiento dental no deseado en la proyección anteroposterior y en 3 dimensiones. A veces es deseable que las unidades permanezcan completamente inmóvil pero suele ser inalcanzable con ortodoncia tradicional mecánica. La excepción es la presencia de dientes anquilosados en la unidad de anclaje (23).

El anclaje temporario esquelético se encuentra especialmente diseñado para el uso en ortodoncia. Los microimplantes son pequeños tornillos intraóseos que requieren de un corto tiempo de cicatrización, diseñados de titanio puro o aleación de titanio, con distintos tipos de diámetro y longitudes (24).

1.5.9 MÉTODOS DE COLOCACIÓN DE MINI-IMPLANTES

Las ventajas de esta técnica ortodóncico-quirúrgica, se centran en que no requiere anestesia general, no precisa de una gran cooperación por parte del paciente y si se hace correctamente no existe riesgo de desvitalizar los dientes adyacentes (25).

Los miniimplantes son un sistema de anclaje óseo con un coste económico que podría considerarse bajo, particularmente fáciles de ubicar, colocar y retirar, de pequeñas dimensiones, biocompatibles, con una morbilidad quirúrgica mínima y que permiten soportar las fuerzas ortodóncicas de forma inmediata, sin afectar a los dientes contiguos (25).

El mayor riesgo se encuentra en la posibilidad de lesionar las raíces de los dientes vecinos en el momento de su colocación, La distancia interradicular mandibular es mayor que en el maxilar superior y comprende un rango de 1,99 a 4,25 mm (25).

La cortical vestibular del maxilar superior y de la mandíbula tienen un grosor que oscila entre 1,12 y 1,33 mm y 1,25 a 2,98 mm respectivamente y también tiende a incrementarse desde la línea amelocementaria al ápice. Respecto al grosor del proceso alveolar, en el maxilar superior oscila entre 3,7 y 5,8 mm y de 3,1 a 7,9 mm en la mandíbula. Por último, en la zona retromolar existe un área de 1,96 a 2,06 mm de cortical vestibular (25).

La localización más segura para la colocación de los miniimplantes en el maxilar superior es entre el segundo premolar y el primer molar o bien entre los molares, además del rafe palatino donde se toma como referencia la papila palatina (18). En la mandíbula la zona más segura es desde el primer premolar hasta el segundo molar y la zona retromolar se recomienda que los mini-implantes tengan longitudes de 6-7 mm y un diámetro de 3 mm (25)

Los miniimplantes, además de ser más prácticos para los ortodoncistas por la simplicidad de su diseño, la facilidad de su utilización y la rapidez con la que permiten realizar el movimiento deseado, producen una disminución del tiempo clínico en la terapia ortodóncica, aumentan la relación costo-beneficio y disminuyen la incomodidad del paciente (26).

Los miniimplantes son bastante versátiles, siendo útiles en distintas situaciones clínicas como: retracción en masa de dientes anteriores, intrusión, distalización, protracción, vestibularización, verticalización y estabilización de molares, tracción y retracción de caninos. Se reporta una tasa de éxito del 84 al 100% (26).

Para los implantes oseointegrados la máxima carga es proporcional a la cantidad de oseointegración, mientras que para los mini implantes la máxima carga es proporcional a la superficie del área de contacto del hueso con el implante, por ello su inserción debe hacerse angulada ya que tiene la ventaja de proporcionar mayor área de contacto del implante con la cortical ósea, disminuyendo la posibilidad de contacto de la fresa o del implante con las raíces adyacentes al sitio de colocación (26).

Las principales indicaciones para la utilización de los mini-implantes son: individuos con necesidad de anclaje máximo, personas no colaboradores y sujetos con necesidad de movimientos dentarios considerados difíciles o complejos para realizarse con los métodos de anclaje tradicionales (26).

El éxito clínico logrado con el anclaje óseo a través de los mini implantes depende en gran medida de una adecuada selección del sitio de implantación; para ello es fundamental un conocimiento preciso de la anatomía quirúrgica y del tipo óseo de cada uno de los lugares donde se planee la colocación del mini-implante (26).

Según su calidad, el tipo óseo se divide en: tipo 1 (hueso compacto denso), tipo 2 (hueso compacto poroso), tipo 3 (hueso trabecular denso) y tipo 4 (hueso trabecular poroso) (26).

Los huesos tipos 1 y 2, son los de mejor calidad y por ello los más recomendados para realizar la colocación de los mini-implantes, a diferencia de los huesos tipos 3 y 4 cuya calidad es regular, razón por la cual debe tenerse cuidado especial y evitar en lo posible la inserción de mini-implantes en áreas con estos tipos de hueso porque la estabilidad y el éxito en el anclaje proporcionado por los mini-implantes puede verse comprometido (26).

La mandíbula, a diferencia del maxilar, presenta calidad ósea óptima en casi todas las regiones (hueso tipos 1 y 2) con gruesas corticales (hueso tipo 1) en la zona retromolar pero con hueso esponjoso de mala calidad en su interior (tipo 4). La zona más segura para la colocación de los miniimplantes es la cara vestibular del proceso alveolar. Así mismo, la cara oclusal del reborde alveolar de áreas edéntulas o de diastemas es una zona fácil y segura para la inserción de los miniimplantes (26).

El área mentoniana presenta un hueso excelente (tipos 1 y 2) y sin importantes elementos vasculares y nerviosos que favorecen la colocación de los mini-implantes. En el área de premolares y molares inferiores es necesario valorar la ubicación del conducto dentario inferior, del agujero mentoniano y se debe evitar

alcanzar la concavidad lingual de la mandíbula debido a la inclinación lingual de los molares (26).

Carano y colaboradores refieren una descripción de las áreas interradiculares maxilar y mandibular más seguras para realizar la inserción de los mini-implantes, con bajo riesgo de lesión a las raíces dentarias y a estructuras vitales como el canal mandibular y el seno maxilar (20).

En el área mandibular posterior, los sitios seguros disponibles en el espacio interradicular para la colocación de los mini-implantes son en su orden: espacio interradicular entre el segundo y primer molar. Espacio interradicular entre el segundo y primer premolar. Espacio interradicular entre primer molar y segundo premolar, a once milímetros de la cresta alveolar. Espacio interradicular entre el primer premolar y el canino a once milímetros de la cresta alveolar. Las complicaciones con el uso de mini-implantes son raras y pueden clasificarse en tres grupos: complicaciones durante la inserción, durante el período de carga y durante la remoción (26).

Durante la inserción. En este período se puede presentar una falta de estabilidad debido a un inadecuado grosor de las corticales óseas. Inserción de los mini-implantes en el ligamento periodontal o en las raíces dentales. Ante esta situación los minitornillos deben ser removidos e instalados en una nueva localización.

Generalmente, el daño a las raíces no afecta el pronóstico del diente a largo plazo (26).

Durante el período de carga. En esta etapa se puede presentar pérdida de la estabilidad del mini-implante por inflamación o remodelado óseo local. Por esta razón es fundamental que el paciente realice una excelente higiene oral, así mantendrá libre de inflamación los tejidos blandos alrededor de los minitornillos, esencial para su preservación y función exitosa (26).

Durante la remoción. En esta fase se puede presentar incapacidad para el retiro del miniimplante. Si esto ocurre el tornillo puede ser removido con la ayuda de un trepanador. Otra de las complicaciones es la fractura del mini-implante durante la remoción. Caso en el cual puede ser necesaria la realización de un pequeño colgajo y osteotomía para retirar la parte final del mini-implante (26).

Entre las contraindicaciones se encuentran pacientes no idóneos para un tratamiento quirúrgico general. Personas con neoplasias de los maxilares, sujetos que se encuentran recibiendo radioterapia, personas con volumen óseo insuficiente, pacientes poco colaboradores, con mala higiene oral e incapacidad para recibir y seguir instrucciones, individuos con patologías periodontales (26).

El diámetro y la longitud del minitornillo varían de acuerdo con su localización anatómica. Para el maxilar en la zona vestibular se recomienda un diámetro de 1,3

a 1,6 mm y una longitud intraósea de 6 a 8 mm. En el maxilar en la zona palatina un diámetro de 1,5 a 1,8 mm y una longitud de 8 a 10 mm. En la mandíbula un diámetro de 1,3 a 1,6 mm y una longitud de 5 a 7 mm. Y en la sutura palatina se recomienda una longitud de 1,6 a 2 mm y una longitud de 5 a 6 mm (26).

Según Arismendi el anclaje ortodóncico aparece definido en la literatura en 1923 por Louis Ottofy como “la base contra la cual la fuerza ortodóncica o la reacción de la fuerza ortodóncica es aplicada” y posteriormente Daskalogiannakis lo definió como “la resistencia al movimiento dental indeseado”. También se ha definido como la cantidad de movimiento permitido de la unidad de reacción o como el grado y naturaleza de resistencia al desplazamiento ofrecido por una estructura anatómica cuando se usa con el propósito de realizar movimiento dental (26)

Su inserción es temporal (empleo máximo de 12 meses). Para su inserción se deben tener consideraciones anatómicas. Para la adecuada selección del sitio de implantación es fundamental un conocimiento preciso de la anatomía quirúrgica y del tipo óseo. En este proceder también se puede utilizar la tomografía computarizada (26)

La inserción del mini implante se hace segura cuando está cerca de la línea mucogingival y con menos a 45 grados de angulación apical del eje largo del diente. Durán plantea que debe ser entre 30 y 40 grados, con un diámetro del mini implante de 1,4 a 1,8 mm y una longitud de aproximadamente 6 mm. Un ángulo de

inserción más grande incrementaría el contacto de hueso de cortical; sin embargo, es difícil para aplicar varios materiales de tracción y podría incrementar el peligro de perforar el seno de maxilar (26).

Inserción manual (Enroscar con destornillador y registrar en la historia clínica el sentido de las vueltas, para desenroscar a la inversa durante la remoción del mini implante) (26).

Fresado del hueso cortical con fresa quirúrgica en contra ángulo estándar de baja revolución y abundante irrigación con solución fisiológica para asegurar que no se sobrecaliente el hueso durante la preparación del sitio para el mini implante. (No usar toda la longitud de la fresa, solo como guía para la colocación posterior del mini implante). La máxima carga de los mini implantes es proporcional a la superficie del área de contacto con el hueso, por lo que la angulación durante la inserción debe proporcionar mayor área de contacto del mini implante con la cortical ósea. (26)

Se hace la incisión en el sitio deseado y se descubre el hueso. Una fresa piloto de 1 mm de diámetro es profundizada a través del hueso cortical inicialmente con refrigeración, con un contra ángulo de baja velocidad de 400 a 500 RPM (27).

La fresa puede penetrar la mucosa, la encía insertada y profundizarse en el hueso subyacente sin hacer colgajo, pero cuando atraviesa enteramente el tejido blando

móvil (mucosa libre) un pequeño colgajo libre de 5 mm previene que el tejido blando se enrede en ésta. Cuando se perforan huesos densos se deben hacer movimientos de vaivén para minimizar el calor generado por la fresa de baja velocidad. (27)

El mini implante puede ser colocado con un destornillador (largo para las superficies vestibulares y corto para las palatinas hasta que el cuello del tornillo este en posición ideal respecto al revestimiento mucoso en sentido de las agujas del reloj o con la pieza de baja velocidad eléctrica con irrigación a una tasa de no más de 30 vueltas por minuto, creando una vía a través de la cortical, cuya profundidad puede extenderse a la medular en los casos de huesos muy compactos. (27)

La dirección ideal de inserción debería ser ortogonal con respecto a la dirección de la fuerza a emplear. En la zona maxilar, la angulación del microimplante debe ser de 30 a 40° con respecto al eje longitudinal del diente, ya sea hacia vestibular o lingual lo cual incrementa la superficie de contacto entre el hueso y el implante y mejora la retención mientras reduce el riesgo de daño radicular. El hueso cortical mandibular solo requiere de 10 a 12° de angulación; la densidad del hueso cortical puede variar de paciente a paciente y de lado a lado en el mismo paciente. (27)

Cuando se coloca el implante en el paladar, la arteria y el nervio palatino deben ser evitados. El mini implante depende casi enteramente de la retención mecánica

dentro del hueso y requiere un anclaje adecuado; si se encuentran resistencias en el hueso, se debe retirar el implante y re-perforar el hueso con la fresa piloto antes de reinsertar el implante. Con un hueso esponjoso de escasa calidad, es aconsejable cargar el implante inmediatamente para favorecer la estabilidad mecánica del mismo, utilizando fuerzas no excesivas. (27)

Micro implantes específicos como los del SISTEMA SPIDER SCREW son autorroscantes, vienen en diferentes medidas: De 7, 9 y 11 mm de longitud X 2 mm de diámetro. La cabeza tiene una ranura rectangular interna de 0.021 X 0.025 y una externa de las mismas dimensiones además de una ranura vertical interna de 0.025, los hay de diferentes alturas: (27)

Low profile: Con cuello intramucoso más largo y una cabeza aplastada; indicado para el sector posterior con tejidos blandos gruesos (porción mucosa más larga).
Low profile flat: Tiene la misma cabeza, un cuello más corto; indicado en el sector anterior con tejidos blandos delgados. Regular: Cuello de longitud intermedia con cabeza más gruesa, con la misma indicación que el low profile. (27)

Otro tipo es el Microimplante C-Ortodóncico Es un sistema de 2 componentes (tornillo y cabeza) que previene la fractura del área del cuello cuando el implante es colocado o removido. El largo tronco entre la cabeza y el tornillo previene la irritación gingival durante la retracción. (27)

La parte del tornillo tiene un diámetro de 1.8 mm y largo de 8.5, 9.5, o 10.5 mm. La superficie excepto para los superiores es 2 mm arenado con tratamiento ácido. La parte de la cabeza tiene 2.5 mm de diámetro y viene en 3 largos 5.35, 6.35 y 7.35 mm. La distancia entre el hueco de la cabeza y el tornillo es de 1.2 o 2 mm respectivamente, el diámetro del hueco es de 0.8 mm. (27)

El triángulo retromolar es un área triangular ubicada en la mandíbula, posterior al último molar. Los tejidos blandos de esta región se constituyen por una mucosa adherida que contiene fibras del músculo temporal. (28)

Esta región, debido al grosor y densidad .sea que presenta, es muy utilizada para la instalación de dispositivos que ofrezcan un sistema de anclaje para el movimiento de los molares inferiores (28).

Los mini implantes tienen tres partes: cabeza, parte activa y cuello transmucoso (Bezerra et al., 2004; et al., 2006). La cabeza del mini implante es la parte que se queda expuesta clínicamente y ser el área de acoplamiento de los dispositivos ortodóncicos. La parte activa es la porción intraósea correspondiente a la rosca del implante. El cuello transmucoso es el área entre la porción intraósea y la cabeza del mini implante, donde ocurre la acomodación del tejido blando peri implantar. (28)

Ashish y col (2011). Relaciono la influencia del paso de la rosca y el esfuerzo de Von Mises generado, identificando que menores valores de paso inducen menores valores de esfuerzo en hueso cortical. Determino que el patrón de distribución de esfuerzos se concentra al máximo en el punto de entrada del mini-implante en el hueso cerca de la zona transmucosa del mismo (29).

La mala posición de los dientes se asocia con el desarrollo de recesión gingival. On the other hand, some orthodontic movements such as body movement can improve gingival recession. Por otra parte, algunos movimientos ortodóncicos como el movimiento del cuerpo puede mejorar la recesión gingival. Sin embargo, para el movimiento de ortodoncia para contribuir a la reducción de la recesión gingival, es importante tener suficiente encía queratinizada.(30)

Los Aparatos de ortodoncia imponen fuerzas sobre los dientes con movimiento en una dirección predeterminada, se produce a través de diferentes fases. Las respuestas biológicas de tejido duro a cargas mecánicas alrededor de los dientes son diferentes entre un área de tensión y una zona de compresión. (31)

La ortodoncia es una rama de la odontología que tiene como objetivo la resolución de las maloclusiones dentales. El especialista lleva a cabo el tratamiento utilizando aparatos de ortodoncia intraoral o extraoral que requieren fuerzas de un nivel de carga determinado para obtener un movimiento de los dientes en un cierto dirección en la arcada dentaria (31).

1.5.10 ESTABILIDAD PRIMARIA

El éxito del tratamiento ortodóncico depende del excelente control del anclaje, los mini-implantes son probablemente los más convenientes y la solución efectiva que provee anclaje absoluto en las tres dimensiones (32).

Los mini-implantes se insertan en el maxilar, en la zona del paladar y en medio de las raíces vestibulares o palatinas. En la mandíbula, son regularmente puestos en la zona vestibular, entre las raíces o en la zona retromolar (33).

Existen factores asociados a la estabilidad primaria y éxito de los mini-implantes, como su forma, tratamiento químico de la superficie, rugosidad de la superficie, calidad ósea, que se refiere a la densidad del área de inserción, y la cantidad, que se refiere al tejido óseo disponible (34). El incremento del grosor óseo (Cortical, Esponjoso o mixto), profundidad ósea (Vestíbulo lingual o Palatino), distancia interradicular (Meso distal) y la densidad aseguran el éxito de los mismos (35).

Van Eijden (2006) evaluó la densidad como parámetro de influencia para la inserción encontrando una relación lineal entre la densidad y el módulo de elasticidad determinando que es más sencillo realizar la inserción en hueso cortical de menor densidad. (36).

La estabilidad primaria será más favorable en diseños troncocónicos que los cilíndricos debido al efecto cuna que presentan los primeros, favoreciendo el torque (36,38). La técnica de inserción, como el ángulo y la preparación del lecho pueden influir también en la estabilidad. Estos insertados a 60 o 70 Grados pueden mostrar mayor éxito que los de 90 grados (37)

La estabilidad puede ser evaluada utilizando la inserción y la medición del torque con un torcometro, periotest y análisis de resonancia de frecuencia; sin embargo la medida más confiable y relevante en la estabilidad es el torque de inserción. (38)

Lindsay y colaboradores encontraron que podían lograr un aumento en la estabilidad primaria en alta densidad ósea cortical utilizando mini-implantes troncocónicos de 1,5 mm y 2 mm cilíndricos mayor que los de 1,5 mm cilíndricos y la reinsertación de los mini implantes favorecerá el incremento del torque debido a la punta en filo. (39)

1.5.11 FRACASOS DE LOS MINI IMPLANTES

Los mini-implantes son un dispositivo relativamente nuevo para el control de anclaje absoluto en ortodoncia. Su fracaso por aflojamiento es un problema multifactorial. Una reducción de la distancia entre el mini-implante y la raíz del diente tiene un efecto directo sobre los diferentes parámetros para explicar el aflojamiento del mini-implante (40).

Shih Jung Cheng y col. Evaluaron los factores de riesgo asociados con el fracaso de mini-implantes utilizados para el anclaje ortodóncico, utilizando un total de 140 mini-implantes en 44 pacientes, aplicando una variedad de cargas de ortodoncia. La mayoría de los implantes se colocaron en el maxilar área posterior, y la siguiente posición más común era la mandíbula área posterior. La tasa de supervivencia acumulada de 89% fue encontrado por Kaplan-Meier (41).

Los resultados confirman la eficacia de mini implantes en ortodoncia, pero en ciertas situaciones el ajuste del plan de tratamiento o modificaciones en la técnica de la colocación del implante puede conducir a mejorar las tasas de éxito (41).

Mitsuru Motoyoshi y col. Midieron el torque de colocación del implante (IPT), determinando un torque de colocación adecuado para obtener un índice de éxito mejor de los mini- implantes que se atornillan en el hueso alveolar bucal de la región posterior como anclaje para tratamiento ortodóncico. (42)

De acuerdo con los cálculos del índice de riesgo para fracaso, para incrementar el índice de éxito de los mini-implantes de 1.6-mm de diámetro, el IPT recomendado está en el rango desde 5 hasta 10 N cm. El índice de éxito del anclaje del mini-implante para los 124 implantes fue del 85.5% (42).

Chi-Yin y col. Realizaron un análisis retrospectivo de la tasa de fracaso de los tres diferentes sistemas de anclaje ortodóncico esquelético Entre estos tres tipos

diferentes de anclaje esquelético, había una diferencia significativa entre las tasas de fracaso de los mini implantes comparado con los mini tornillos y microtornillos ya que estos muestran mayor tasas de fracaso. Demostraron que no hubo diferencias significativas en las tasas de fracaso de mini implantes para las siguientes variables: sexo, tipo de maloclusión, longitud del tornillo, carga patrón, o la duración de la de la fase de curación (43).

Nea y colaboradores recomiendan revisar los posibles riesgos y complicaciones de los mini tornillos de ortodoncia en lo que se refiere a la inserción, la carga de ortodoncia, la salud de los tejidos blandos, y la eliminación (44).

Los riesgos asociados con la colocación de mini tornillo deben ser claramente entendido tanto por el médico y el paciente. Las complicaciones pueden surgir durante la colocación mini tornillo y después de la carga de ortodoncia que afectan a la estabilidad y la seguridad del paciente (44).

La sobrecarga puede afectar a implantes ya terminados, por lo que en controles generales el odontólogo supervisa que los implantes no estén sufriendo fuerza excesiva durante la masticación (45).

La estabilidad primaria de un mini-implante es crítica, ya que en la mayoría de los casos de ortodoncia producen fallos en una etapa temprana. La modificación del diseño de mini-implantes pueden afectar sustancialmente las propiedades

mecánicas. El método de los elementos finitos es una herramienta eficaz para identificar los parámetros óptimos de diseño y permitir mejores diseños de mini-implantes (45).

1.5.12 ELEMENTOS FINITOS

Modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el primero puede acercarse bastante al diseño original. (46)

Consiste en la división de un elemento continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos. Las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo regirán también el del elemento. De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no (46).

En cualquier sistema a analizar podemos distinguir entre:

- Dominio. Espacio geométrico donde se va a analizar el sistema.

- Condiciones de contorno. Variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos, temperaturas, voltaje, focos de calor.
- Incógnitas. Variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema: desplazamientos, tensiones, temperaturas (47).

El método de los elementos finitos supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies (en el tridimensional) imaginarias, de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre sí los elementos. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema (48).

En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: tensiones, deformaciones. A estas incógnitas se les denomina grados de libertad de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo son las variables que nos determinan el estado y/o posición del nodo (48).

El sistema, debido a las condiciones de contorno: empotramiento, fuerza puntual y temperatura, evoluciona hasta un estado final. En este estado final, conocidos los valores de los grados de libertad de los nodos del sistema podemos determinar cualquier otra incógnita deseada: tensiones, deformaciones. También sería posible obtener la evolución temporal de cualquiera de los grados de libertad (48).

Planteando la ecuación diferencial que rige el comportamiento del continuo para el elemento, se llega a fórmulas que relacionan el comportamiento en el interior del mismo con el valor que tomen los grados de libertad nodales. Este paso se realiza por medio de unas funciones llamadas de interpolación, ya que éstas 'interpolan' el valor de la variable nodal dentro del elemento (48).

El problema se formula en forma matricial debido a la facilidad de manipulación de las matrices mediante ordenador. Conocidas las matrices que definen el comportamiento del elemento (en el caso estructural serán las llamadas matrices de rigidez, amortiguamiento y masa, aunque esta terminología ha sido aceptada en otros campos de conocimiento) se ensamblan y se forma un conjunto de ecuaciones algebraicas, lineales o no, que resolviéndolas nos proporcionan los valores de los grados de libertad en los nodos del sistema (48).

1.5.13 SIMULACIÓN DE LA MANDÍBULA

Tanto para su representación geométrica como para los cálculos previstos es imprescindible contar con una buena representación de la geometría de la mandíbula. El método más utilizado consiste en descomponer la mandíbula (en general, la pieza o dominio que se quiere representar) en subdominios “pequeños” llamados elementos finitos. Los elementos finitos más usados son tetraedros y hexaedros. El conjunto de los elementos finitos se llama una malla o mallado (49).

Debido a la complicada geometría de la mandíbula, la generación de un “buen” mallado de elementos finitos tetraédricos no es una tarea sencilla. Un “buen” mallado no sólo debe representar de forma precisa la geometría de la mandíbula sino que debe tener “buenas” propiedades para que los cálculos numéricos posteriores sean fiables. Para ello es imprescindible que los tetraedros no sean degenerados o sea que sus caras sean triángulos “lo más equiláteros posible” (49).

Es importante también que haya un número suficiente de tetraedros porque de ello depende la calidad de nuestra simulación. Por tanto deben ser suficientemente pequeños, pero, a su vez, debemos mantenernos en un número de nodos (vértices) razonable. En efecto, todas las simulaciones se reducen al final a resolver un número importante de sistemas lineales cuyo número de ecuaciones (e incógnitas) es igual a 3 veces el número de nodos (se calculan los

desplazamientos en las tres direcciones de cada nodo). Un número muy elevado de nodos implicaría un tiempo de cálculo excesivo para la resolución de los sistemas lineales (50).

En los trabajos pioneros de simulación en mandíbulas (hace 15 años), los mallados se generaban “manualmente” y, en algunos casos, con el apoyo de imágenes de radiografía y/o de escáner. Pocos años más tarde, diferentes técnicas de iluminación con láser han permitido digitalizar la superficie de la mandíbula generando una nube de puntos y sus correspondientes coordenadas, utilizando algoritmos de geometría computacional se genera una malla de triángulos que representa dicha superficie con enorme precisión (50).

El último paso es la generación del mallado en tetraedros del dominio tridimensional encerrado por esta superficie “triangular a trozos”. Actualmente los software de simulación incorporan rutinas programadas que evalúan los cambios en la geometría para definir tanto el tamaño de elementos como el tipo con el fin de tener una representación de elementos y nodos fiable para la realización de diferentes tipos de análisis. Con el ánimo de realizar un análisis que se aproxime a la realidad se ha considerado para la elaboración del modelo la distinción de los diferentes actores en la simulación: geometría de hueso cortical aproximada distinguiendo cavidades para las piezas orales y diferenciando claramente las zonas de hueso cortical y esponjoso los cuales dentro del dominio se encuentran vinculados para compartir los desplazamientos nodales de sus nodos coincidentes

evitando resultados que indiquen penetración entre los diferentes huesos. La principal dificultad de esta modelación se centra en el elevado número de elementos generados el cual incrementa el tamaño de la matriz de rigidez a calcular y por ende incrementa el tiempo de proceso requerido para la obtención de soluciones al sistema de ecuaciones planteado (50).

1.5.14 ANTECEDENTES DE ELEMENTOS FINITOS

Desde la época de la construcción de las pirámides egipcias, se empleaban métodos de discretizado para determinar el volumen de las pirámides. Arquímedes (287-212 a.C.) empleaba el mismo método para calcular el volumen de todo tipo de sólidos o la superficie de áreas. En oriente también aparecen métodos de aproximación para realizar cálculos. Así el matemático chino Lui Hui (300 d.C.) empleaba un polígono regular de 3072 lados para calcular longitudes de circunferencias con lo que conseguía una aproximación al número Pi de 3.1416. (50).

El desarrollo de los elementos finitos tal y como se conocen hoy en día ha estado ligado al cálculo estructural fundamentalmente en el campo aeroespacial. En los años 40 Courant propone la utilización de funciones polinómicas para la formulación de problemas elásticos en subregiones triangulares, como un método especial del método variacional de Rayleigh- Ritz para aproximar soluciones. (44)

Fueron Turner, Clough, Martin y Topp quienes presentaron el MEF en la forma aceptada hoy en día. En su trabajo introdujeron la aplicación de elementos finitos simples (barras y placas triangulares con cargas en su plano) al análisis de estructuras aeronáuticas, utilizando los conceptos de discretizado y funciones de forma (50).

Oden y col presenta una interpretación amplia del método de elementos finitos y su aplicación a cualquier problema de campos. En él se demuestra que las ecuaciones de los elementos finitos pueden obtenerse utilizando un método de aproximación de pesos residuales, tal como el método de Galerkin o el de mínimos cuadrados. Esta visión del problema difundió un gran interés entre los matemáticos para la solución de ecuaciones diferenciales lineales y no lineales mediante el MEF, que ha producido una gran cantidad de publicaciones hasta tal punto que hoy en día el MEF está considerado como una de las herramientas más potentes y probadas para la solución de problemas de ingeniería y ciencia aplicada (50).

Actualmente es utilizado en la industria y continúan apareciendo cientos de trabajos de investigación en este campo. Los ordenadores han aportado el medio eficaz de resolver la multitud de ecuaciones que se plantean en el MEF, cuyo desarrollo práctico ha ido caminando parejo de las innovaciones obtenidas en el campo de la arquitectura de los ordenadores. Entre éstas, además de permitir la descentralización de los programas de elementos finitos, ha contribuido a

favorecer su uso a través de sofisticados paquetes gráficos que facilitan el modelado y la síntesis de los resultados. Hoy en día ya se concibe la conexión inteligente entre las técnicas de análisis estructural, las técnicas de diseño (CAD), y las técnicas de fabricación (50).

1.6 OBJETIVOS

1.6.1. GENERAL

Establecer la distribución de esfuerzos y módulos de deformación producidos en zona posterior de hueso mandibular tras la inserción de un mini implante auto-perforante sin nicho previo, mediante el uso del método de elementos finitos.

1.6.2. ESPECÍFICOS

- Evaluar el esfuerzo producido en el miniimplante y el hueso mandibular durante la inserción del dispositivo de anclaje temporal de 2 mm de diámetro sin nicho previo.
- Evaluar la deformación producida en el miniimplante y el hueso mandibular durante la inserción del dispositivo de anclaje temporal de 2 mm de diámetro sin nicho previo.
- Determinar los niveles de esfuerzo en las áreas circundantes a la inserción del dispositivo de anclaje temporal que indique posibles fracturas y señale la dirección de propagación en la zona posterior del hueso mandíbular.
- Establecer los parámetros que condicionan el fracaso del mini implante durante la inserción en zona posterior de hueso mandíbular.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio de tipo descriptivo

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Distribución de esfuerzos y módulo de deformación en zona posterior de mandíbula producido por un mini-implante autoperforante sin nicho previo, analizado por método de elementos finitos en la Institución Universitaria Colegios de Colombia durante el período 2012 - 2014.

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Para efectos del estudio se utilizarán las siguientes variables.

VARIABLE	DEFINICIÓN	CODIFICACIÓN OPERACIONAL	CATEGORÍA DE MEDICIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	TIPO DE VARIABLE
ESFUERZO	Es la resistencia que ofrece un área unitaria del material del que está hecho un miembro para una carga aplicada externa (fuerza) Esfuerzo= Fuerza/Área	Medida= Newton/mm ² (MPa)	Cuantitativa	Continua	Dependiente

VARIABLE	DEFINICIÓN	CODIFICACIÓN OPERACIONAL	CATEGORÍA DE MEDICIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	TIPO DE VARIABLE
DEFORMACIÓN	Es la distorsión interna producida por la carga definida en términos de desviación por unidad de longitud.	Medida = Desviación/Longitud	Cuantitativa	Continua	Dependiente
MINI IMPLANTE AUTOPERFORANTE	Dispositivo de anclaje temporal en ortodoncia confeccionado en titanio que presentan hojas de corte que abren camino sin necesidad de hacer un orificio inicial de apertura en el hueso.	M1: Mini implante autoperforante	Cualitativa	Nominal	Independiente
ZONA ÓSEA DE INSERCIÓN	Región ósea de la mandíbula en la que se insertará el Mini-implante sin nicho.	(1) =Zona Posterior entre Segundo premolar y Primer Molar en Mandíbula	Cualitativa	Nominal	Independiente
ESPESOR ÓSEO	Área ósea que delimita el Mini-implante autoperforante	Medida de 1.3 mm en cortical	Cuantitativa	Continua	Independiente
DENSIDAD ÓSEA	Coeficiente de atenuación del tejido oseoso	(1) Medida en unidades Hounsfield de 1250 en hueso cortical D2 (2) Medida en unidades Hounsfield de 350 en hueso esponjoso D3	Cuantitativa	Continua	Independiente
DIÁMETRO DE MINI-IMPLANTE	Longitud transversal del Mini implante determinada en mm	Medida en mm 2 mm de Dm	Cuantitativa	Continua	Independiente
LONGITUD DEL MINI IMPLANTE	Medida en milímetros de la altura del Mini-implante	(1) = 6 mm	Cuantitativa	Continua	Independiente
LONGITUD DE ZONA	Medida en milímetros de la	(1) = 1 mm	Cuantitativa	Continua	Independiente

VARIABLE	DEFINICIÓN	CODIFICACIÓN OPERACIONAL	CATEGORÍA DE MEDICIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	TIPO DE VARIABLE
TRANSMUC OSA DEL MINI IMPLANTE	zona transmucosa del Mini-implante				

2.4 POBLACIÓN OBJETO DE ESTUDIO

La población del estudio estará comprendida por el Hueso mandibular y en ellos se insertará el Mini-implante Conexao autoperforante sin nicho previo 2 x 6 x 1 utilizado en la clínica de ortodoncia de UNICOC. Por ser un estudio de elementos finitos no se definen criterios de muestra y de selección de muestra.

2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN

Mini-implante Conexao autoperforante sin nicho previo 2 x 6 x 1

Fabricado en material de Titanio Grado V.

Zona posterior de mandíbula ubicada entre primer y segundo premolar.

Tipo de hueso D2 y D3

2.6 PROCEDIMIENTO

2.6.1 GEOMETRÍA MANDÍBULA Y MINI-IMPLANTE

Considerando que la geometría de la mandíbula es variable y depende de características propias de los sujetos como su edad y género, se ha tomado como

referencia la geometría mandibular de un hombre adulto como base para realizar el estudio teniendo en cuenta las consideraciones de espesor de pared cortical referidos en la literatura y que para efectos de este estudio ha sido de 1.3 mm en la zona de inserción. (Figura 1).

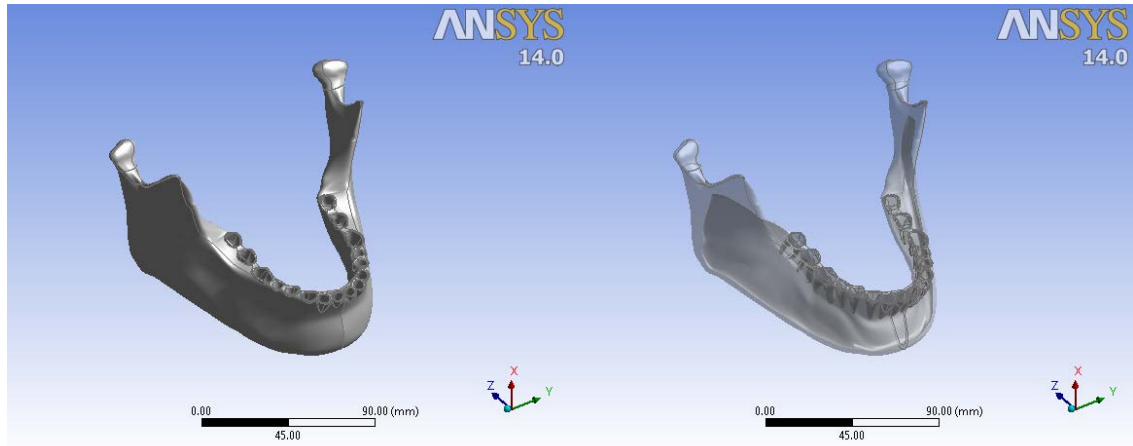


Figura 1. Modelamiento de Geometría Mandíbula.

La geometría asociada al hueso cortical fue modelada usando el software Autodesk Inventor 2012, a partir de allí se exportó la geometría al modelador solido del software Ansys Workbench v.14 en el cual se estableció el llenado del modelo importado para definir la zona de hueso esponjoso. Se siguió el mismo procedimiento para realizar la inserción del mini-implante dentro del modelo de análisis. (Figura 2).

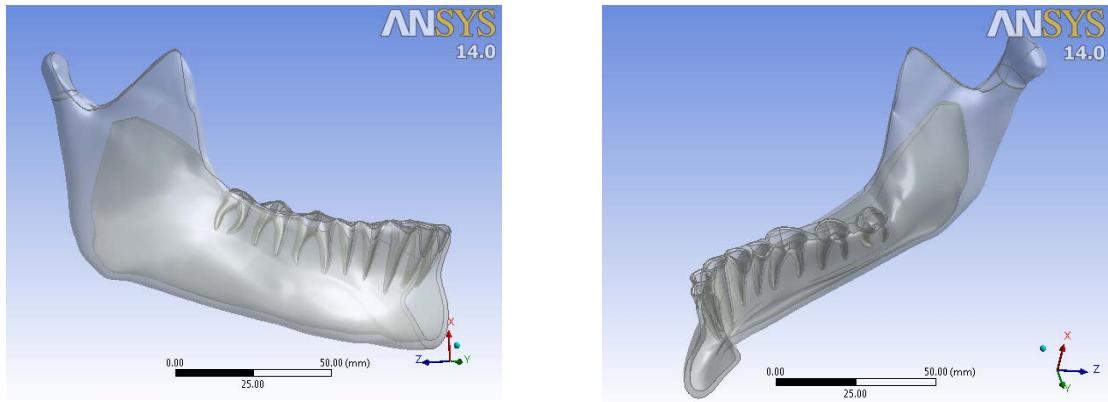


Figura 2. Modelamiento de Geometría Mandibular vista sagital.

En relación al modelo del mini-implante, se estableció preliminarmente una geometría base aproximada con base en la inspección visual del mismo el cual fue posteriormente validado por medio levantamiento metrológico que permitiera confirmar los parámetros reales de diseño con lo cual se actualizó el modelo de análisis. Los principales parámetros a validar fueron: (Figura 3).

- Tamaño de Mini-Implante utilizado (2 x 6 x 1 Autoperforante)
- Perfil de rosca
- Longitud de paso entre roscas
- Altura de hilo
- Ápice fresado

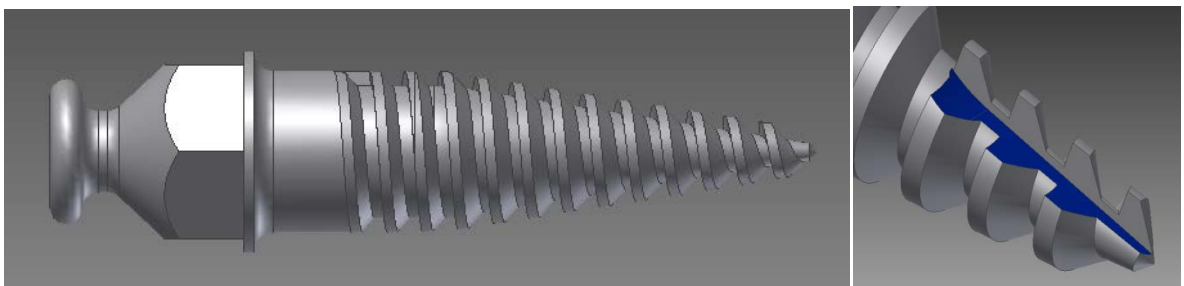


Figura 3. Modelamiento de Mini-implante autoperforante.

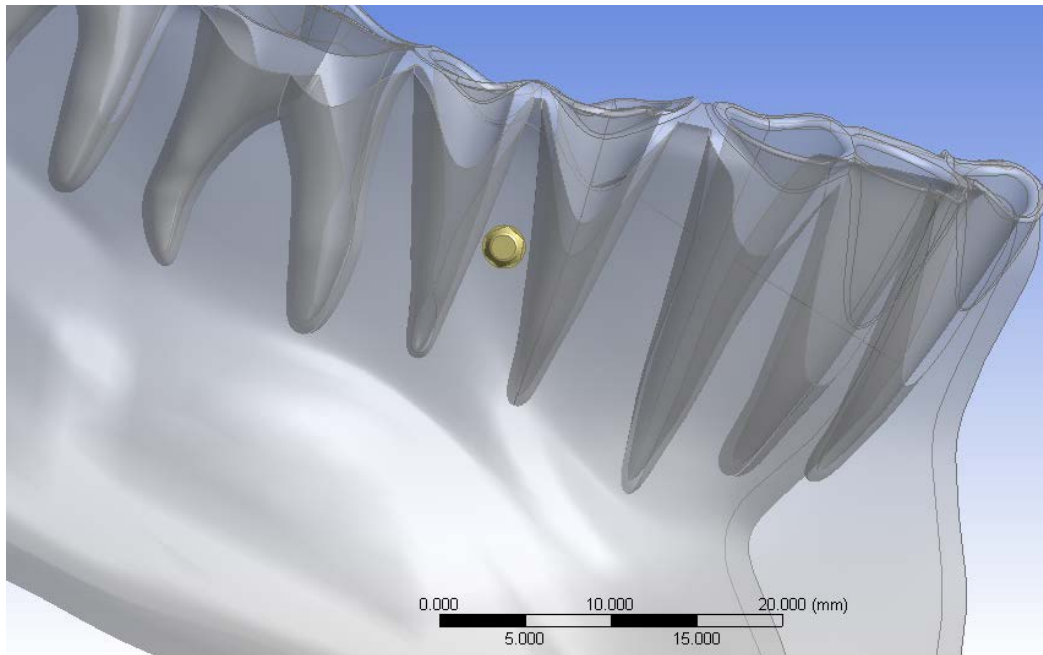


Figura 4. Ubicación de mini-implante en zona posterior de mandíbula ubicado entre primer y segundo premolar.

2.6.2 MATERIALES Y PROPIEDADES

El presente estudio contempló la interacción de los siguientes materiales:

- Hueso cortical con densidad D2 para la zona mandibular
- Hueso esponjoso
- Titanio grado 5 Ti6Al4V para el Mini-Implante

2.6.2.1 Hueso cortical y Hueso Esponjoso

Aunque el hueso tiene propiedades anisotrópicas, para el desarrollo del presente estudio se ha considerado isotrópico teniendo en cuenta las siguientes propiedades 51.x como valores iniciales para el estudio. Tabla 1.

Source	Papavasiliou et al. ²⁴	Pierrisnard et al. ¹⁸	Patra et al. ²⁵	Canay et al. ⁹	Meijer et al. ²⁶	Borchers and Reichart. ³²	Zarone et al. ²⁸	Lewinstein et al. ²⁹	Menicucci et al. ³⁰	Farah et al. ⁶¹	MacGregor et al. ⁶⁴	
Cortical Bone	Young Modulus, E (GPa)	13.7	14	7.5	19.73	13.7	13.7	15	20	13.7	10	*N/A
	Poissons Ratio, ν	0.3	0.35	2.7	0.3	0.3	0.3	0.25	0.3	0.3	0.3	*N/A
Cancellous Bone	Young Modulus, E (GPa)	7.93	2.5	*N/A	*N/A	1.37	*N/A	1.5	*N/A	1.37	*N/A	*N/A
	Poissons Ratio, ν	0.3	0.3	*N/A	*N/A	0.3	*N/A	0.29	*N/A	0.3	*N/A	*N/A
Trabecular Bone	Young Modulus, E (GPa)	*N/A	*N/A	0.5	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	0.25
	Poissons Ratio, ν	*N/A	*N/A	0.3	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	*N/A	0.3

[5] *N/A – information not available.

Tabla 1: densidad ósea de Hueso cortical y Hueso Esponjoso

Con el objetivo de tener un mejor resultado asociado a las posibles microdeformaciones y microfracturas que se podrían llegar a presentar durante la ejecución de este estudio, se ha parametrizado dentro del software de simulación los valores asociados a los máximos esfuerzos asociados a cada tipo de hueso los cuales tienen el comportamiento expuesto en la Figura 5.

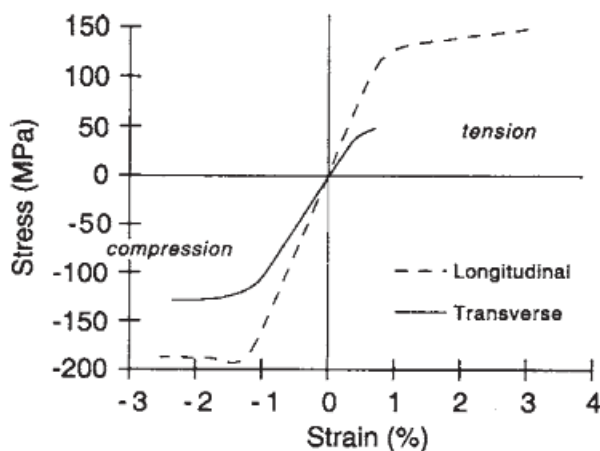


Figura 5. Curva típica de esfuerzo deformación para hueso cortical humano.

La densidad asociada a los tipos de hueso es valorada según la escala Hounsfield (52.x) según se ilustra en la siguiente tabla 2:

Clasificación de la densidad ósea	Escala Hounsfield (HU)
Hueso Tipo D1	> 1250
Hueso Tipo D2	850 – 1250
Hueso Tipo D3	350 – 850
Hueso Tipo D4	150 – 350
Hueso Tipo D5	< 150

Tabla 2: La densidad asociada a los tipos de hueso según la escala Hounsfield.

Con base en la información previa y la definición de la clasificación de hueso utilizada para la zona cortical y esponjosa de hueso en la mandíbula se definen los valores de densidad que serán utilizados al interior de la simulación.

Por medio de modelos computacionales es posible relacionar la densidad en unidades Hounsfield para establecer el BMD (Bone Mineral Density) o densidad aparente. (Tabla 3).

	Escala Hounsfield (HU)	Rango de densidad aparente kg/m³
Región Cortical	850 – 1250	700 - 1250.
Región Esponjosa	350 – 850	350 - 600

Tabla 3: Relación de densidad ósea en unidades Hounsfield.

2.6.2.2 Mini-Implante

Para el caso del mini-implante, se ha considerado el Titanio Grado 5 también conocido como TiAl6V4 el cual es uno de los materiales más utilizados en el campo de la biomedicina el cual tiene las siguientes propiedades ilustradas en Tabla 4 y 5:

Elemento	Composición %
Nitrógeno	0.05
Carbono	0.08
Hidrogeno	0.25
Hierro	0.25
Aluminio	5.5 – 6.5
Vanadio	3.5 – 4.5
Titanio	balance

Tabla 4: Propiedades del Titanio Grado 5

	Propiedades Mecánicas de Ti6Al4V					
	Densidad	Compresión	Tensión			Cortante
	ρ kg/m ³ x 10 ³	Sy MPa	E GPa	Sy MPa	σ_{UT} MPa	G GPa
ASTM Grade 5 Titanium UNS R56401 (ELI); Ti6Al4V	4.43	970	113.8	880	950	44

Tabla 5: Propiedades Mecánicas del Titanio grado 5

El punto definido para la instalación del mini-implante es la zona posterior entre el primer y segundo premolar.

2.6.2.3 Mallado y parámetros de simulación

Para disminuir la carga computacional sobre el modelo se empleó la simetría para realizar el análisis sobre un modelo simplificado el cual reduce el número de nodos sobre los cuales se aplica el método. Aunque el análisis puede particularizarse a una zona de estudio mucho más reducida, se ha modelado de forma general la mandíbula y considerando la condición de simetría se trabaja sobre una hemiarcada mandibular. Figura 6.

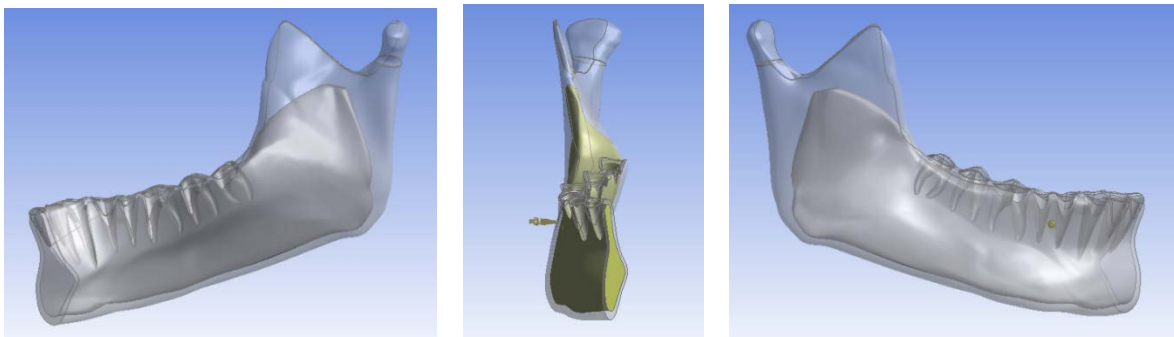


Figura 6: Modelado de hemiarcada mandibular.

La modelación requiere que previo al mallado de los sólidos que intervienen en la simulación se realicen operaciones booleanas que permitan ajustar la geometría inicial para cada etapa de simulación de tal forma que el número de nodos asociado a los tres elementos que intervienen en la misma es variable.

Con el ánimo de reducir aún más el número de elementos asociados en cada etapa de simulación se realizó una subdivisión de la geometría de mandíbula y

mini-implante para particularizar la simulación al área de análisis donde se realiza la inserción, como se puede observar en la Figura 7 y Figura 8.

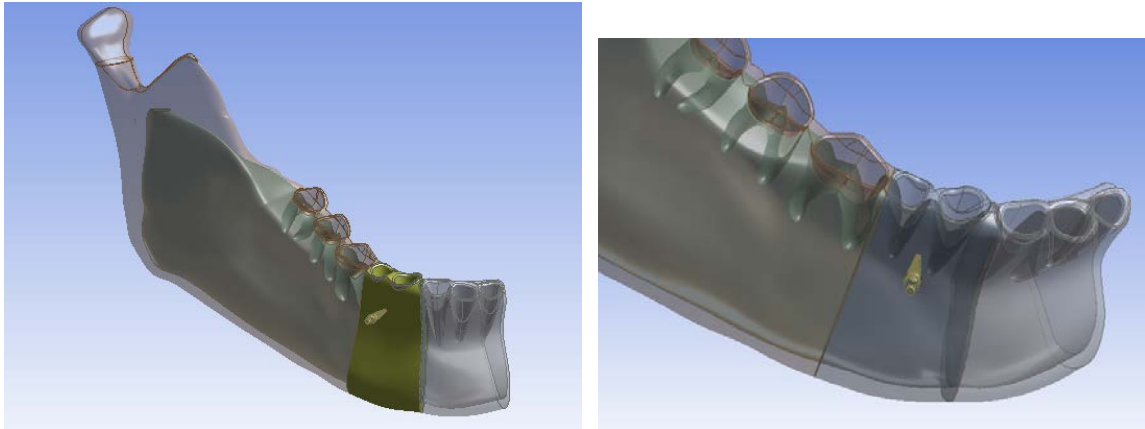


Figura 7: subdivisión de la geometría de mandíbula y mini-implante.

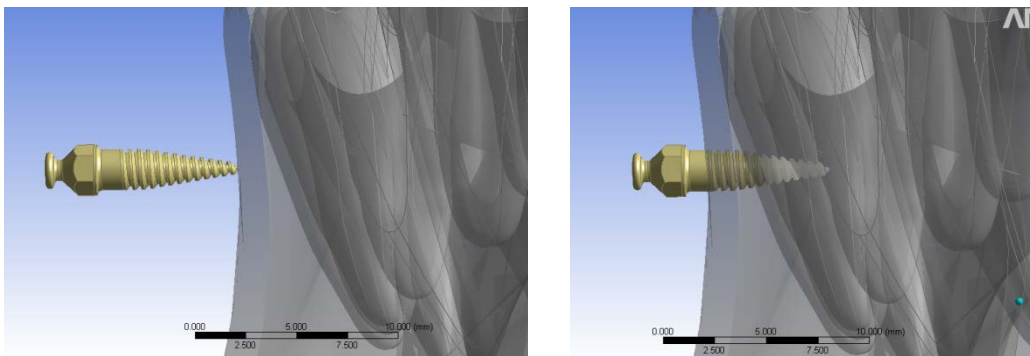


Figura 8: Inserción del mini-implante.

Una vez establecido el mallado de las piezas incluidas en el análisis se procede a la configuración de los parámetros de simulación los cuales incluyen las siguientes variables y consideraciones:

- Tipo de análisis
- Mallado y condiciones de contacto
- Densidad de los materiales

- Torque aplicado para la inserción del mini-implante: 20 N-cm
- No existe nicho previo para la inserción del mini-implante
- Tamaño del mini-implante a utilizar: 2x6x1 (Auto-Perforante)

La aplicación de carga se asume constante durante el proceso de inserción del mini-implante y el mismo es instalado perpendicular a la geometría del hueso.

2.6.2.4 Tipo de Análisis

Simulación estática a diferentes niveles de profundidad del mini-implante en la mandíbula desde una posición en la cual la penetración permita la aplicación de un valor determinado de torque el cual ha sido limitado a 20 N.cm hasta la total penetración de la zona roscada del mismo (límite de la zona transmucosa). Es claro que se requiere de una carga en la dirección del eje del tornillo inicialmente para inicializar la huella del perfil de rosca en la interfase hueso mini-implante.

Para cada uno de los diferentes pasos considerados dentro de la fase de inserción del mini-implante se establecieron diferentes puntos de diseño que permitieran evaluar la variación de los resultados ante el cambio de parámetros variables como la densidad de los huesos cortical y esponjoso, la cual se encuentra directamente relacionada con el módulo de elasticidad de los mismos.

2.6.2.5 Mallado

Tomando en consideración las diferencias en tamaño existentes entre el mini-implante y el corte de hueso establecido en la geometría se define el mallado y las condiciones de las diferentes interfaces presentes a lo largo del proceso de inserción que permiten la discretización de resultados con una precisión mayor al popular el número de nodos en la zona de contacto definida del tipo “No Separation”. Figuras 9 y 10

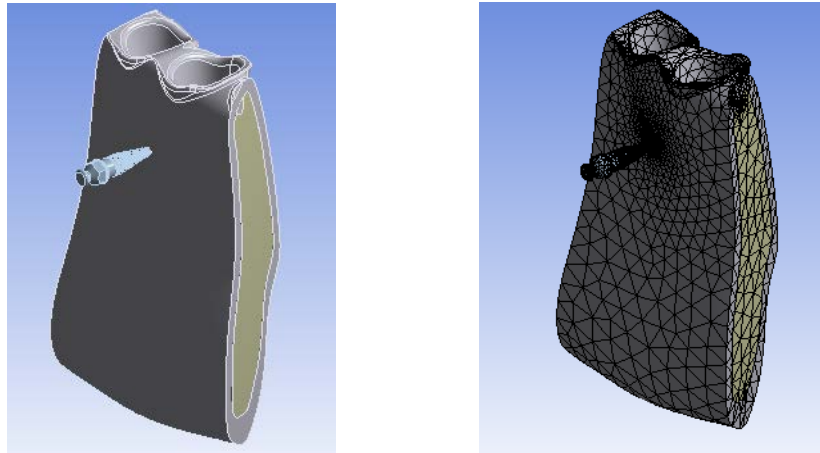


Figura 9: Geometria, mallado de la mandibula.

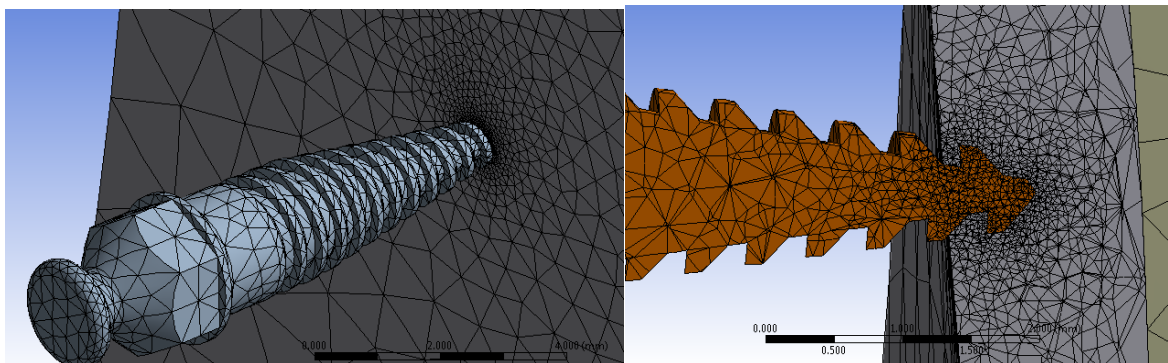


Figura 10: Geometria, mallado del mini-implante autoperforante.

2.6.2.6 Densidad

A partir de la conversión de valores de la escala Hounsfield se definieron 4 valores de densidad para cada tipo de hueso para realizar la correlación de variables y análisis de resultados en función a esta variable. (Figura 11)

Figure 8. (Rho et al.⁹³).

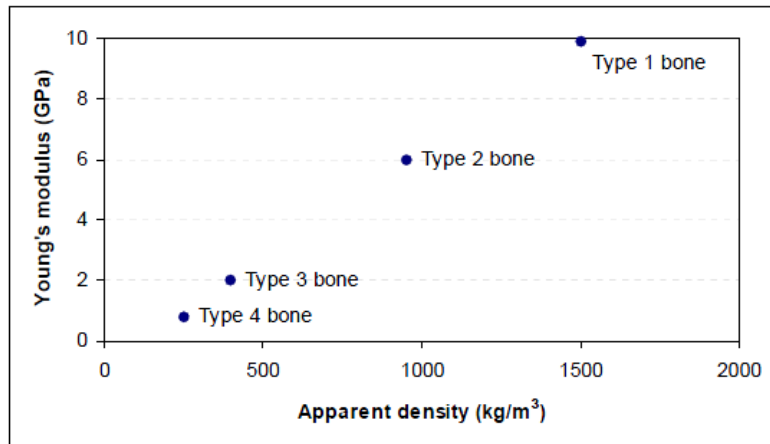


Figura 11: Densidad por tipo de hueso para correlación de variables.

Para la simulación se consideraron 4 valores de densidad acorde al tipo de hueso, definido para el análisis, los valores utilizados son expuestos en Tablas 6 y 7.

	Hueso Cortical	
Punto	Densidad	Mód. Elasticidad Mpa
1	700	4,050
2	800	4,900
3	900	5,600
4	1,000	6,400
5	1,100	7,100
6	1,250	8,200

Tabla 6: Densidad Hueso Cortical

	Hueso Esponjoso	
Punto	Densidad	Mód. Elasticidad Mpa
1	350	1,500
2	400	1,950
3	500	2,600
4	600	3,300

Tabla 7: Densidad Hueso Esponjoso.

2.6.2.7 Torque

Se realizarán análisis solo a 20 N-cm el cual es uno de los valores por defecto de la herramienta de inserción suministrada por el proveedor Conexao. Con base en dicho valor se establecerá la variable de carga “Moment” utilizada en el software aplicable al mini-implante para el análisis, este valor se mantendrá constante en cada una de las posiciones de análisis considerada.

3. RESULTADOS

El análisis fue clasificado en diferentes etapas considerando la profundidad de inserción, una vez efectuados los análisis con el software Ansys v14.0 se obtuvieron resultados gráficos representados por una escala de color que varía en la escala *Rainbow* desde el menor valor (color azul) hasta el mayor valor (color rojo) como se ilustra en la Figura 12 para indicar los valores de los niveles de esfuerzo expresados en megapascales (MPa) y deformación unitaria (mm/mm) para las diferentes profundidades de inserción evaluadas.

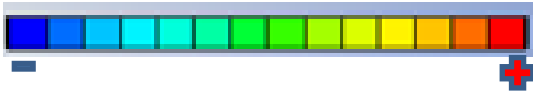


Figura 12. Escala Rainbow para valores de esfuerzo y deformación unitaria.

De forma análoga, se utilizó una escala Rainbow Invertida (Figura 13) para representar los resultados de factor de seguridad respecto al esfuerzo a fluencia o cedencia de los materiales considerados en el análisis en donde valores mayores a 1 indican solo deformación elástica del elemento analizado.



Figura 13. Escala Rainbow Inversa para valores de Factor de seguridad.

Los valores de esfuerzo limite obtenidos en cada uno de los análisis es comparado contra los valores de análisis establecidos en la Tabla 8.

	Titanio Grado 5	Hueso Cortical D2	Hueso Esponjoso D3
Mód. Elasticidad, GPa	113.8	6.4	2.6
Relación de Poisson	0.342	0.3	0.3
Resist. a fluencia, MPa	880	130	50
Resist. última a tensión, MPa	950	150	75
Resist. última a compresión, MPa	970	200	100

Tabla 8. Propiedades mecánicas para hueso cortical, hueso esponjoso (6) y Titanio Grado 5 (7).

RESULTADOS PARA 1 MM DE INSERCIÓN

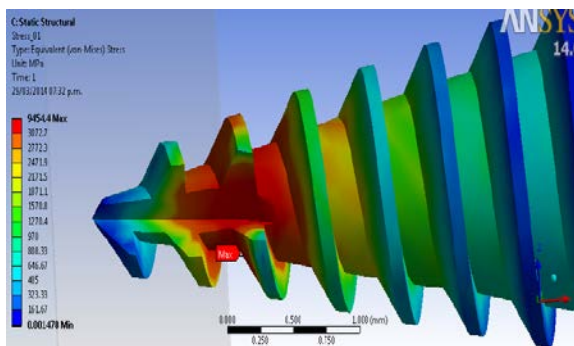


Figura 14. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

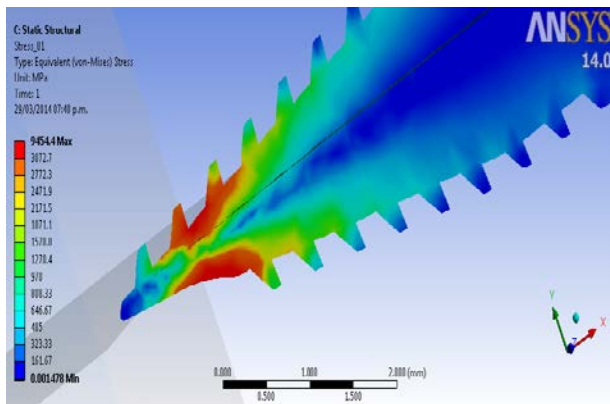


Figura 15. Plano de esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

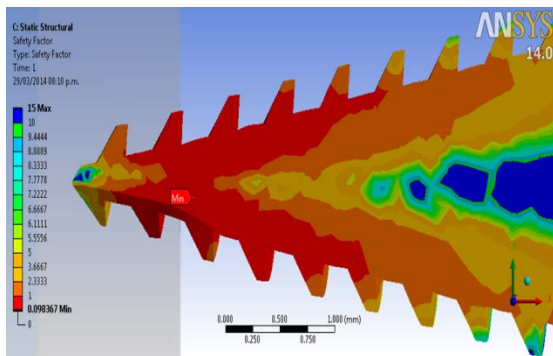


Figura 16. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

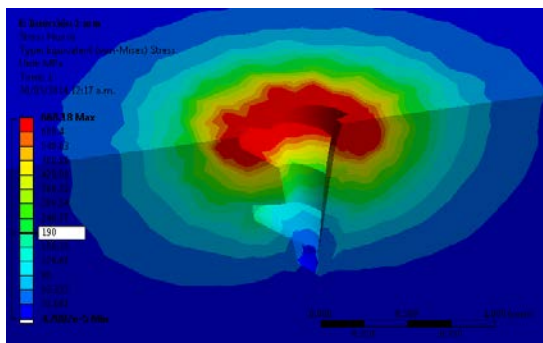


Figura 17. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

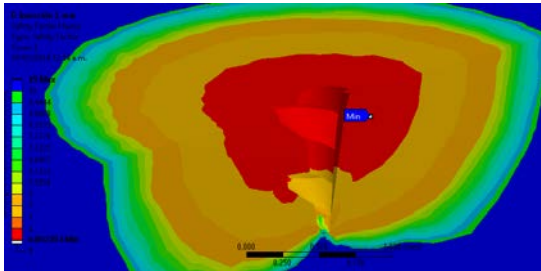


Figura 18. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: Se evidencia un alto valor de esfuerzo en la interfaz hueso mini-implante asociado principalmente a la reducida sección transversal existente en el mini-implante en la punta (Figura 14 y Figura 15), con valores que exceden los límites de fractura de los materiales según lo establecido en la Tabla 8.

La representación del valor del esfuerzo en hueso cortical sugiere el fraccionamiento anticipado del mismo (Figura 17), sin embargo los esfuerzos principales sobre el perfil de la rosca del mini-implante son lo suficientemente altos para producir cizalladuras en el mismo de acuerdo a las propiedades establecidas en la Tabla 8.

RESULTADOS PARA 2 MM DE INSERCIÓN

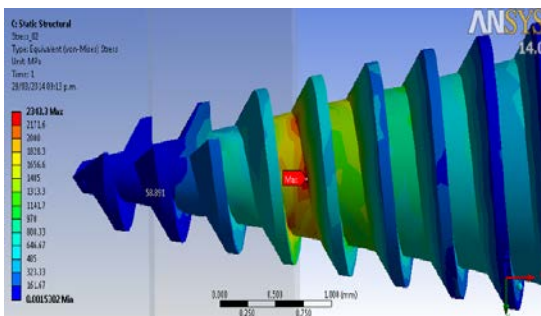


Figura 19. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

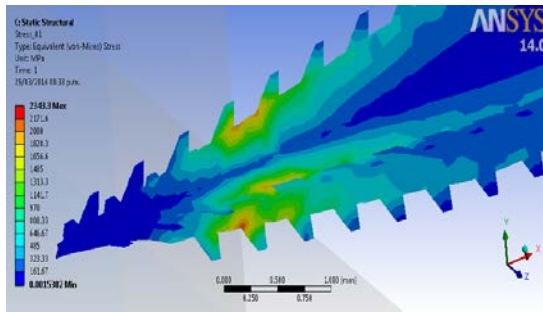


Figura 20. Plano de esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

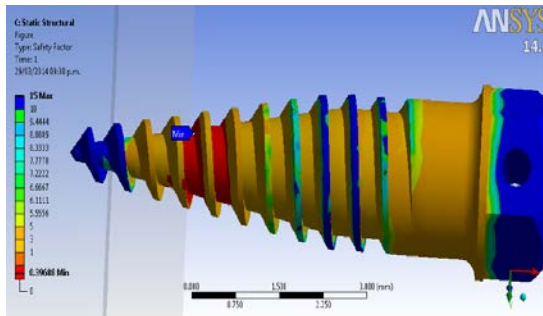


Figura 21. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

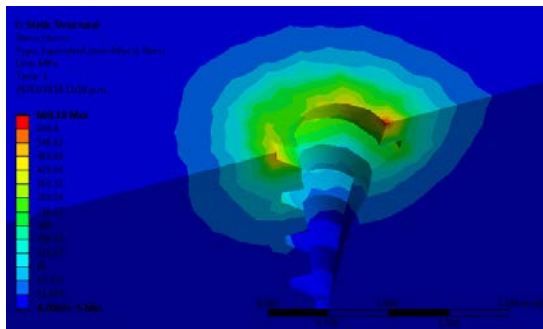


Figura 22. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

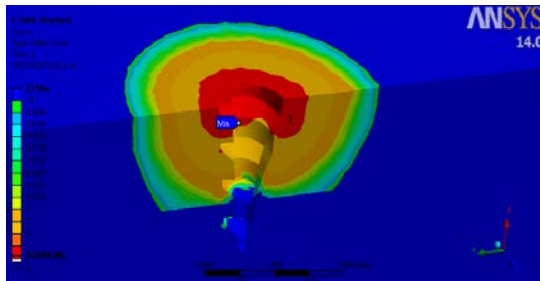


Figura 23. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: Los valores registrados en la Figura 19 y Figura 20 evidencian una reducción del valor máximo de esfuerzo en la interfaz hueso mini-implante en comparación con los resultados previos de inserción de 1 mm, sin embargo los valores siguen teniendo un alto valor (2903 MPa) lo cual asegura falla del material del tornillo en la zona del hueso cortical en el que también se tienen valores altos de esfuerzo (668 MPa) indicando la posible fractura del mismo. El valor del esfuerzo se distribuye y reduce rápidamente alcanzando los valores normales de resistencia del hueso cortical a 0.5 mm de la interfaz hueso mini-implante para la profundidad de inserción considerada como se aprecia en la Figura 22.

RESULTADOS PARA 3MM DE INSERCIÓN

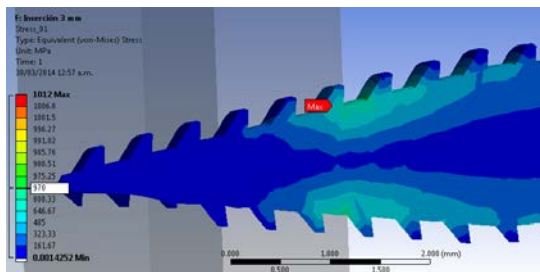


Figura 24. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

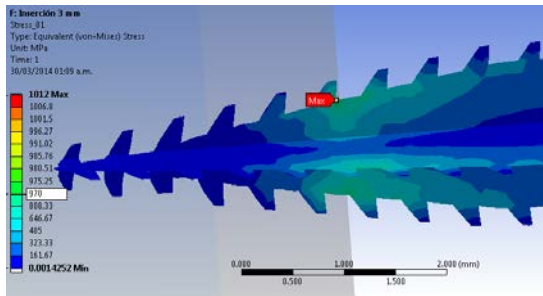


Figura 25. Plano de esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

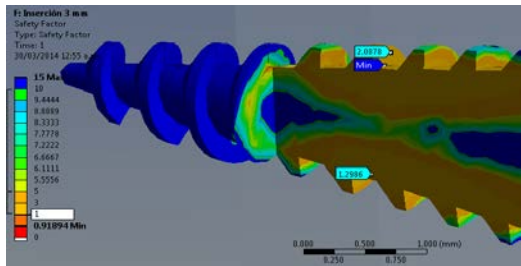


Figura 26. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

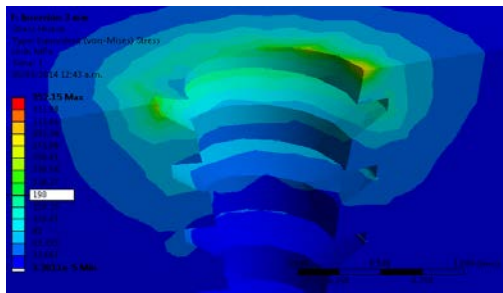


Figura 27. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

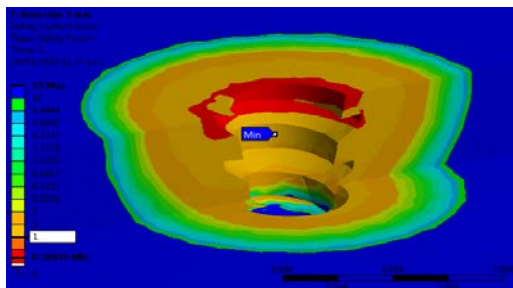


Figura 28. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: En la Figura 25 se evidencia que continua la tendencia de esfuerzos altos en el perfil de raíz de la rosca del mini-implante (1012 MPa) la cual tiene una sección no redondeada que genera concentradores puntuales que maximizan el esfuerzo como se muestra en la Figura 29 la cual ilustra el perfil actual de la geometría de los hilos roscados, sin embargo, el análisis de la geometría adyacente al punto máximo revela una condición de esfuerzos menor al esfuerzo máximo establecido para el material (Tabla 8) lo cual sugiere la necesidad de tener perfiles de rosca con bordes suavizados para reducir los niveles de esfuerzo localizado. De igual forma se evidencia reducción de esfuerzos en el hueso manteniendo los valores de esfuerzo más altos en aquellas zonas anguladas de contacto con el perfil de rosca del mini-implante lo cual da más valor a la necesidad de tener una forma más suavizada o redondeada en el perfil de la rosca del tornillo como se observa en la Figura 27 en donde igualmente se observa que para esta profundidad de inserción la característica auto-perforante del tornillo ya no tiene ninguna influencia sobre el hueso cortical por lo que los altos valores de esfuerzo cortante asociados a dicha característica se reducen notablemente.

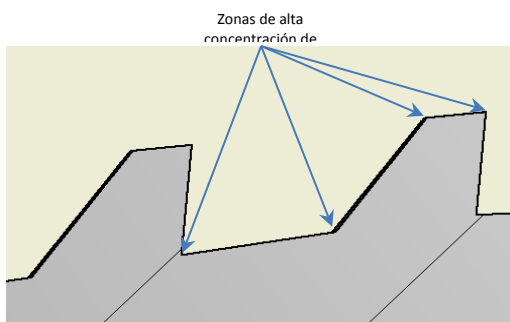


Figura 29. Detalle de la geometría actual del mini-implante empleado en el análisis que evidencia geometría no suavizada que genera altos concentradores de esfuerzo.

RESULTADOS PARA 4MM DE INSERCIÓN

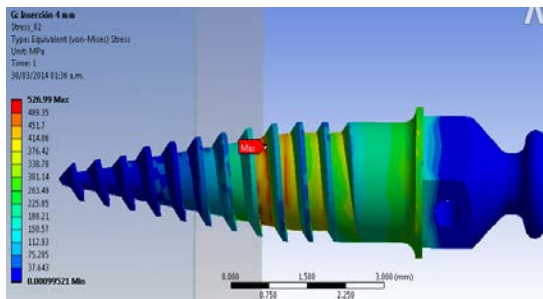


Figura 30. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

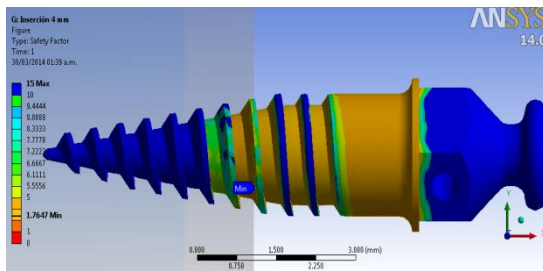


Figura 31. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

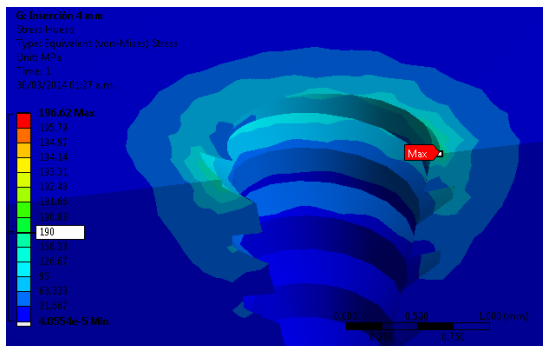


Figura 32. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

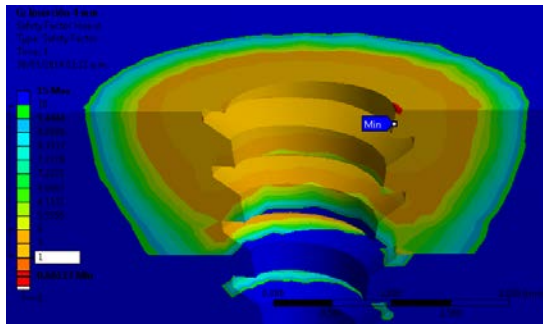


Figura 33. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: Primer análisis para el que a pesar de los concentradores de esfuerzo asociados a la geometría angulada de rosca se obtienen valores de esfuerzo que se encuentran dentro del límite elástico (valores de esfuerzo < 950 MPa) del material en el caso del mini-implante como se ilustra en la Figura 30; para el hueso cortical se presentan nuevamente los bordes del perfil de rosca como zonas de concentración con rápida disminución del esfuerzo desde el eje del mini-implante considerando el punto inicial de aplicación de carga para la profundidad considerada como se ilustra en la Figura 31.

RESULTADOS PARA 5 MM DE INSERCIÓN

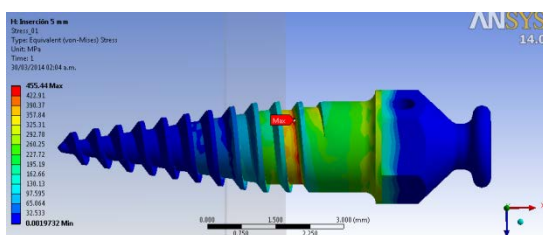


Figura 34. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

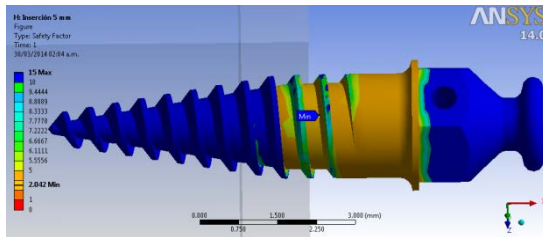


Figura 35. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

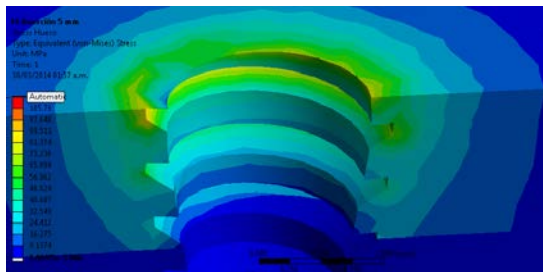


Figura 36. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

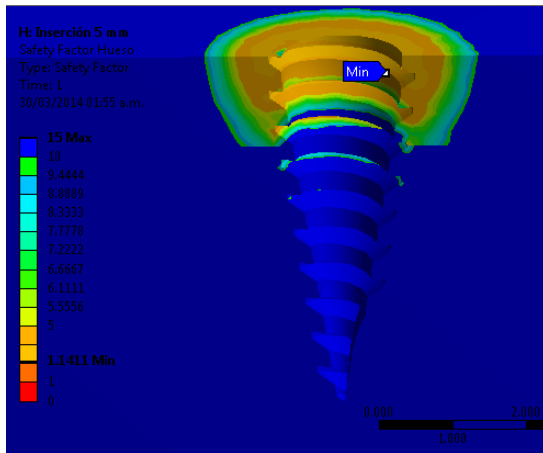


Figura 37. Factor de seguridad a fluencia sobre hueso D2 y D3.

Análisis: Valores de esfuerzo consistentes (455 MPa) para mantener un adecuado anclaje considerando solo deformación elástica sin posibilidad de fractura en la interfaz mini-implante – hueso cortical con un esfuerzo máximo en el tornillo del 46% del S_y (Esfuerzo de fluencia) y en el hueso del 59%. Se valida que como consecuencia del aumento de la sección transversal en el mini-implante, los esfuerzos inducidos en el mismo son cada vez menores como se ilustra en la Figura 34.

De igual forma al reducir el cambio de forma del cuerpo del mini-implante los esfuerzos sobre el hueso cortical también decrecen alcanzando valores que sugieren una traba estable para evitar el deslizamiento del mini-implante (48 MPa $< S_y < 106$ MPa) como se ilustra en la Figura 36 .

RESULTADOS PARA INSERCIÓN COMPLETA DEL MINI-IMPLANTE

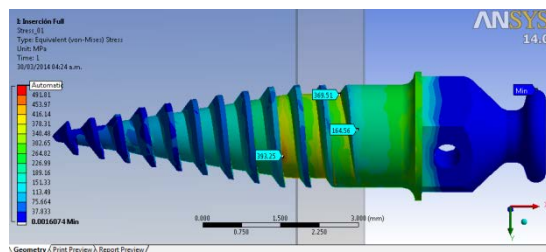


Figura 38. Esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

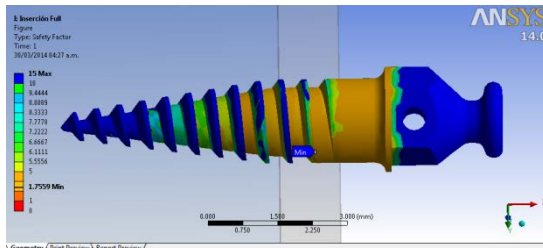


Figura 39. Factor de seguridad en relación al esfuerzo evaluado sobre mini-implante.

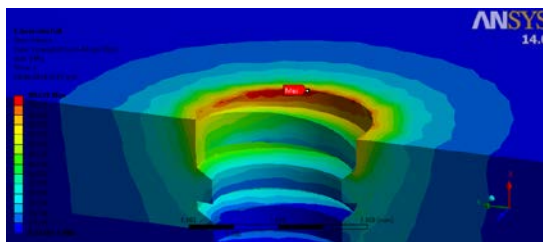


Figura 40. Esfuerzo evaluado sobre hueso D2 (Hueso Cortical con densidad aparente 1250 kg/m^3) y hueso D3 (hueso esponjoso con densidad aparente 350 kg/m^3).

Análisis: Valores de esfuerzo consistentes para mantener un adecuado anclaje considerando solo deformación elástica en la interfaz mini-implante – hueso cortical con un esfuerzo máximo en el tornillo de 540 MPa (Figura 38). Considerando que el desarrollo de los casos de carga involucra una operación booleana (resta de volúmenes), la geometría del hueso refleja la condición final en la que se ha alcanzado la zona transmucosa, sin embargo la inserción del mini-implante para alcanzar esta posición supone un alto esfuerzo al tener que comprimir la cuarta parte del último hilo de la rosca para solo dejar la superficie

lisa del diámetro de zona transmucosa en la zona de la interfaz con el hueso cortical como se ilustra en la Figura 40.

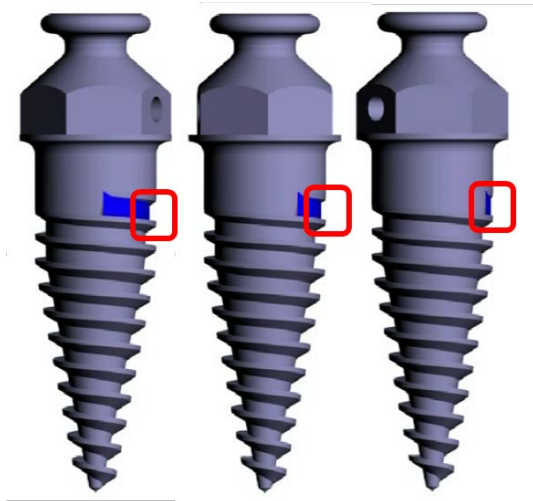


Figura 41. Cambio de la profundidad de rosca en cercanía a la zona transmucosa.

Basados en el hecho del uso de características isotrópicas en hueso, es inminente la falla del hueso cortical ocasionando fractura del mismo como consecuencia de la transición que reduce la profundidad de la rosca en el hilo más cercano al área transmucosa en la fase final de inserción como se ilustra en la Figura 41 la cual comprime el hueso en la zona de transición haciendo que se pierda en un alto porcentaje la sujeción del mini-implante en el hueso cortical.

3.1 ANÁLISIS DE DENSIDADES

De forma complementaria, se obtuvieron resultados para un análisis independiente en el que se determinó la influencia del cambio de densidad para un caso

particular de profundidad de inserción (inserción de 5 mm) teniendo en cuenta el grado de unidades Hounsfield para los tipos de hueso considerados (D2 para hueso cortical y D3 para hueso esponjoso).

	Hueso Cortical	
Punto	Densidad	Mód. Elasticidad Mpa
1	700	4,050
2	800	4,900
3	900	5,600
4	1,000	6,400
5	1,100	7,100
6	1,250	8,200

Tabla 9. Valores de densidad para hueso cortical considerados

	Hueso Esponjoso	
Punto	Densidad	Mód. Elasticidad Mpa
1	350	1,500
2	400	1,950
3	500	2,600
4	600	3,300

Tabla 10. Valores de densidad aparente para hueso esponjoso considerados.

Con base en los valores estipulados en las Tabla 9 y Tabla 10 se ejecutaron los diferentes análisis cuyos resultados se muestran en la Figura 42.

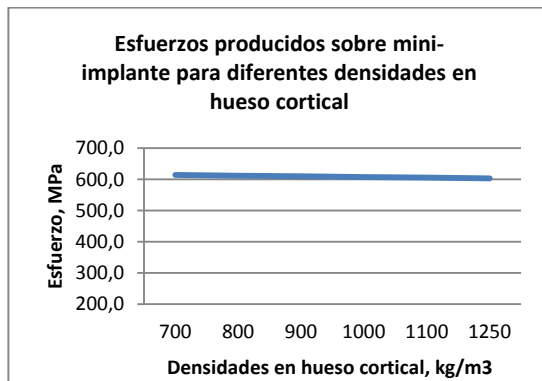


Figura 42. Esfuerzos producidos sobre mini-implante para diferentes densidades en hueso cortical.

A medida que se incrementa la densidad del hueso cortical, no se evidencian cambios en los niveles del esfuerzo producidos en el Mini-implante (Figura 43).

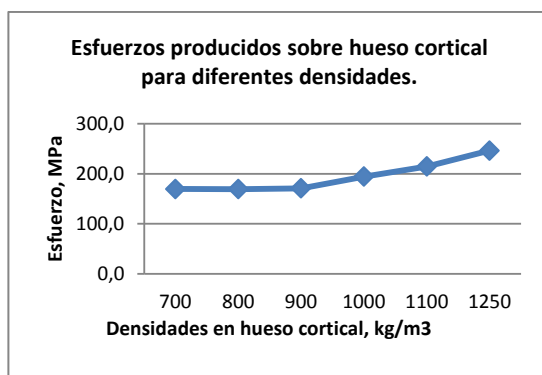


Figura 43. Esfuerzos producidos sobre hueso cortical para diferentes densidades.

El esfuerzo obtenido en el hueso cortical es directamente proporcional con el aumento en la densidad ósea

4. DISCUSIÓN

Algunos estudios establecen los factores asociados a la falla en la estabilidad de mini-implantes como Miyawaki y colaboradores (2003) relaciona el diámetro del tornillo de 1mm o menos, inflamación del tejido peri-implante y hueso cortical delgado; Cheng en (2004) mediante un estudio relacionó la longitud del mini-implante; Chun HJ en 2002 relacionó la forma de la rosca como un factor adicional, Motoyoshi 2006 determina el paso de rosca, los hilos de rosca hacia la derecha y la asimetría geométrica como factores influyentes asociados a la reducción del porcentaje de éxito(3,4,49,13).

Motoyoshi 2007 sugiere alta tasa de daño de mini-implantes en la fase inicial de inserción debido a la reducida sección transversal en la punta del mini-implante y la reducción de área adicional generada por el corte y geometría autoperforante; la falla no se presenta siempre en el mini-implante ya que las características anisotrópicas del hueso permiten una reducción en la presión que ejerce el hueso contra la punta del mini-implante durante su inserción (34).

Según Ting-Shen Lin en 2013, los esfuerzos se concentran alrededor de la región de inserción del mini-implante. Los esfuerzos en el hueso esponjoso se distribuyen alrededor del mini-implante y son extremadamente pequeños en comparación con los evidenciados en hueso cortical. (11)

Miyawaki (2003) reporta que los esfuerzos presentan mayores valores en el hueso cortical en relación al hueso esponjoso (3).

Ashish et al en 2011 relaciono la influencia del paso de la rosca y el esfuerzo de Von Mises generado, identificando que menores valores de paso inducen menores valores de esfuerzo en hueso cortical. Determino que el patrón de distribución de esfuerzos se concentra al máximo en el punto de entrada del mini-implante en el hueso cerca de la zona transmucosa del mismo (29).

Van Eijden (2006) evaluó la densidad como parámetro de influencia para la inserción encontrando una relación lineal entre la densidad y el módulo de elasticidad determinando que es más sencillo realizar la inserción en hueso cortical de menor densidad (36).

5. CONCLUSIONES

La geometría del tornillo y la fuerza generada durante la inserción del mini implante, serán factores influyentes para el daño en la punta, asociado al alto esfuerzo cortante que se produce tras la inserción en el hueso cortical.

La geometría del mini-implante en la interfaz de finalización de la rosca e inicio de la zona transmucosa, genera un alto valor de esfuerzo asociado al aplastamiento de la huella del perfil de rosca en el hueso cortical, el cual provoca fractura del mismo incrementando la tasa de fracaso en la inserción del mini-implante.

La presencia de nicho previo en la inserción del mini-implante reduce los esfuerzos en la punta del mismo, dada su reducida sección transversal la cual origina altos valores de esfuerzo y deformación.

La deformación permanente que se puede generar en el perfil del mini-implante, dificulta la creación de una huella roscada en el hueso, aumentando los esfuerzos por compresión en la zona de la interfaz.

Los valores de esfuerzo se normalizan con diámetros previos para inserción de por lo menos un milímetro y el ajuste de la geometría de la rosca del mini-implante para minimizar geometrías anguladas que actúan como concentradores de esfuerzo.

6. RECOMENDACIONES

Se recomienda la elaboración del nicho previo en la inserción del mini-implante, para reducir los esfuerzos en la punta del mismo, dada su reducida sección transversal que origina altos valores de esfuerzo y deformación.

7. REFERENCIAS

1. Uribe Restrepo OD. Sistemas temporales de anclaje óseo. En: Uribe Restrepo GA. Ortodoncía Teoría y Clínica. 2. ed. Medellín: Corporación para Investigaciones biológicas CIB; 2010. p. 489-541.
2. Balut N, Rotberg J. Antecedentes de los mini implantes ortodóncicos. In Balut N. Mini implantes como anclaje en ortodoncia. Madrid: Ripano; 2012. p. 3-12.
3. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara, Takano Y. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am. J.Orthod. Dentofac. Orthop. 2003;124:373-378.
4. Cheng C, Chang C, Hsieh C, Tseng Y, Shen Y, Huang I, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. J Oral Maxilofacial Surgery. 2006; 64:1209-1213.
5. Park H, Jeong S and Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;130:18-25.
6. Deguchi T. The use of small Titanium screw for orthodontic anchorage. J Dental Research. 2003;82(5):377-81.
7. Jara L, Hurtado C, Pachón M, Santa J, Cabrera J. Efectividad del uso de mini-implantes en maxilares humanos indicados como anclaje y con carga inmediata para movimientos intrusivos en ortodoncia. (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia maxilar). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2005.

8. Jara L, Giraldo E, Valencia M, Vargas M, Veloza A, Malaver P, et al. Comparación entre dos tipos de mini-implantes en maxilar inferior por medio de análisis de elementos finitos. (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia maxilar). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2010.
9. Jara L, Reyes J, González L, Torre E, Malaver P, Pachón M. Comparación de la retención mecánica a la fuerza de tracción en dos diseños de mini-implantes ortodóncicos. (Trabajo de grado de especialista en ortodoncia y ortopedia macilar). Bogotá: Institución Universitaria Colegios de Colombia; 2012.
10. Echarri P, Kim T, Favero L, Kim H. Ortodoncia y microimplantes, técnica completa paso a paso Madrid: Ripano; 2007. p. 37-52.
11. Ting-Sheng L, Feng-De T, Chih-Yu C, Li-Wen L. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143:182-89.
12. Florvaag B, Kneuertz P, Lazar F, Koebke J, Zöllner J, Braumann B, et al. Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. *J Orofac Orthop.* 2010;71(1):53–67.
13. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu M. Recommended placement torque when thigthening and orthodontic mini implant. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006;17:109-114.
14. Zerón A. Mini implantes en ortodoncia. In Balut N. Mini implantes como anclaje en ortodoncia. Madrid: Ripano; 2012. p. 65-75.
15. Balut N, Rotberg J. Fundamentos de anclaje esquelético. En Balut N. Mini implantes como anclaje en ortodoncia. Madrid: Ripano; 2012. p. 15-21.

16. Lanfranchi G. Anclaje con microimplantes. (Monografía presentada al programa de especialización en ortodoncia). Buenos Aires: Sociedad argentina de ortodoncia; 2005.
17. Reynders R, Ronchi L, Bipatb S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop.* 2009; 135(5): 564-569.
18. Santiago R, Oliveira de Paula F, Reis Fraga M. Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop.* 2009;136(2):136-143.
19. Arismendi J, Zandra M, Ocampo A, González F, Morales M. Mini implantes como anclaje en ortodoncia. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia.* 2006;18(1):82-94.
20. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical Applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clinic Orthod.* 2005;39(1):9-24.
21. Martínez J, Ferreira M. El rol de los implantes en la ortodoncia. *Odontología clínica. Revista Mexicana de Odontología.* 2009;3(3):10-15.
22. Rodríguez E, Casasa R, Solis C, Durán F. El uso de mini-implantes como anclaje absoluto. *Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría.* 2013;2(4):126-132.
23. Baumgaertel S, Mohammad R, Razavi B, Mark G. Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop.* 2008;133(4):621-627.
24. Crespi J, Pascual A. Diferentes dispositivos de anclaje temporario esqueletal (TADS) Microimplantes y miniplacas. Sus diferentes usos clínicos (Monografía

presentada al programa de especialización en ortodoncia). Buenos Aires: Sociedad argentina de ortodoncia; 2010.

25. Sánchez Garcés MA, Aznar Arasa LI, Alvira González J, Esquembrí Bescós N, Ferriol Fiol N, López Ramírez M, et al. Revisión bibliográfica de Implantología Bucofacial. *Av Periodon Implantol*. 2011;23(1):49-73.

26. Arismendi J, Ocampo Z, González F, Morales M. Mini – implants as anchorage in orthodontics. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2006;18(1):82-94.

27. Lalama J, Camarra G, Lamattina S, Neira H, Sarno R. Microimplantes como anclaje absoluto en ortodoncia. *Rev. Ateneo Argent. Odontol*. 2006;45(1):6-11.

28. Alves N, Nascimento C. Estudio del espesor de la mucosa del triángulo retromolar con el objetivo de facilitar la planificación de la instalación de mini implantes en la región. *Int. J. Odontostomat*. 2012; 6(2):175-179.

29. Ashish H, Nikhilanand H, Vinay PR, Chandrashekhar B, Arun A, Mahendra S. Effect Of The Thread Pitch Of Orthodontic Mini-Implant On Bone Stress-A 3D Finite Element Analysis. *Journal of Dentistry*. 2011;1(4):91-97.

30. Scaf R, Dorigatti E, Chaves J, Vilas A, Chan C, Cirelli J. Combination of orthodontic movement and periodontal therapy for full root coverage in a miller class III recession: a case report with 12 years of follow-up. *Brazilian Dental Journal*. 2012;23(6):758-763

31. Domenico M, D'apuzzo F, Feola A, Cito L, Monsurrò A, Pierantoni G, et al. Cytokines and VEGF Induction in Orthodontic Movement in Animal Models. *J BioMed Research International*. 2012;24(1):52-61.

32. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):564-83.
33. Baumgaertel S, Razavi M, Hans M. Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4):621–627.
34. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(9):779-784.
35. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci.* 2009;51(3):347–353.
36. Van Eijden T, van der Helm P, van Ruijven L, Mulder L. Structural and Mechanical Properties of Mandibular Condylar Bone. *J Dent Res.* January 2006;85(1):33-37.
37. Wilmes B, Su Y, Dresche rD. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(4):609-614
38. Wilmes B, Rademacher C. Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants.. *J Orofac Orthop.* 2006;67(3):162-174.
39. Holm L, Cunningham S, Petrie A, Cousley R. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants.. *Angle Orthod.* 2012; 82(6):1022-1028.
40. Geramy A, Retrouvey J, Jelodar R, Salehi H. Mini-implant loosening: 3D analysis using the finite element method. *Orthodontics (Chic.).* 2012;13(1):51-57.

41. Shih-Jung C, Yun T, Jang-Jaer L, Sang-Heng K. A Prospective Study of the Risk Factors Associated with Failure of Mini-implants Used for Orthodontic Anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(4):100-106.
42. Mitsuru M, Masayuk H, Miwa U, Noriyoshi S, Yi-Jane. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin. Oral Impl*. 2006;17(1):109-114.
43. Chi-Yin H, Hsin-Chia H, Eddie H, Chung-Chen J. Journal compilation *Clin. Oral Impl*. 2007;18(1):768–775.
44. Nea D, Budi K Risk and complications of orthodontic miniscrew. *American Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2007;131(4):43-51.
45. Morarend C, Qian F, Marshall S, Southard K, Grosland N, Morgan T, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):224-229.
46. Cerrolasa M. Integración semianalítica de matrices de rigidez de elementos finitos en simetría axial. *Revista internacional*. 2008;24(4):345-356.
47. Oden J. Some aspects of recent contributions to the mathematical theory of finite elements. Alabama. Reverte. 2002. p.241-248.
48. Cerrolasa M. Un nuevo metodo para la simulación de la estructura ósea mediante la versión de elementos finitos. *Revista internacional*. 2009;39(3):23-54.
49. Chun H, Cheong S, Han J, Heo S, Chung J, Rhyu I, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002;29:565–574.

50. Garzón D. Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea.
Bogotá: Universidad Nacional de Colombia; 2004. p.1 -15